

Université de Sherbrooke

COMPARAISON DES PATRONS BIOMECANIQUES ET DE LA CO-CONTRACTION
MUSCULAIRE DE SUJETS ACTIFS ET NON ACTIFS LORS DU FRANCHISSEMENT
D'OBSTACLES PENDANT LA MARCHÉ

par

EL Hadji Assane Samba Niang

Département de santé communautaire

Thèse présentée à la Faculté de médecine
en vue de l'obtention du grade de
Philosophiae doctor (Ph.D.) en Sciences cliniques

2 juillet 2003



National Library
of Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

Acquisitions et
services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-612-90580-2

Our file Notre référence

ISBN: 0-612-90580-2

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this dissertation.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de ce manuscrit.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the dissertation.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

MEMBRES DU JURY DE LA THÈSE

Cette thèse intitulée :

Comparaison des patrons biomécaniques et de la co-contraction musculaire de sujets actifs et non actifs lors du franchissement d'obstacles pendant la marche

Présentée par :

El Hadji Assane Samba Niang

A été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Hélène Payette, Ph.D. (présidente rapporteure), Université de Sherbrooke

Bradford J. McFadyen, Ph.D. (codirecteur de recherche) , Université Laval

Gina Bravo, Ph.D. (codirectrice de recherche) , Université de Sherbrooke

Denis Gagnon, Ph.D. (examineur externe) , Université de Sherbrooke

Denis Gravel, Ph.D. (examineur externe), Université de Montréal

Thèse acceptée le : 02 juillet 2003

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier mes directeurs de recherche, Madame Gina Bravo et Monsieur Bradford McFadyen pour m'avoir donné l'opportunité de terminer mon programme. Je les remercie aussi pour la qualité de leur intervention et la disponibilité dont ils ont fait preuve à mon égard tout au long de mon cheminement. Je suis particulièrement reconnaissant à Brad pour les efforts auxquels il a consenti pour m'assurer une sécurité financière et aussi pour le soutien moral qu'il m'a apporté lorsque j'ai perdu ma sœur.

Je tiens à remercier toute l'équipe du CIRRIIS à l'IRDQ, pour m'avoir si gentiment accueilli parmi eux. Merci à Guy St-Vincent, à François Comeau et à Martin Gérin-Lajoie pour leur aide technique. Merci aussi aux chercheurs et étudiants pour les échanges fructueux lors des réunions du club de lecture.

Merci à la CONFEJES pour son aide financière.

Enfin, merci à ma petite famille, à nos proches et à tous nos amis... Vous avez toujours été dans mes pensées et c'est un honneur pour moi d'avoir pu hanter les vôtres.

TABLE DES MATIÈRES

Remerciements	i
Table des matières	ii
Liste des tableaux	v
Liste des figures	vii
Sommaire	xiv
Mots clés	xvi
Introduction	1
CHAPITRE I : Recension des écrits	4
1.1. Biomécanique de la marche avec et sans obstacle	4
1.1.1. Variables spatio-temporelles	4
1.1.2. Ajustements locomoteurs anticipés exprimés durant la locomotion	7
1.1.2.1. Patrons locomoteurs au cours de la marche sans obstacle	7
1.1.2.2. Patrons locomoteurs au cours du franchissement d'obstacle	10
1.2. Niveau d'activité physique et locomotion	13
1.3. Niveau d'activité physique et franchissement d'obstacle	14
1.4. La co-contraction musculaire	15
1.4.1. La co-contraction musculaire durant la marche	17
1.5. Projet de recherche	20
1.5.1. Problématiques du projet de recherche	20
1.5.1.1. Problématique des poussées H3, K3 et A2 en fonction du contexte de marche	20
1.5.1.2. Problématique de l'impact du niveau d'activité physique sur le franchissement d'obstacle	21

1.5.1.3. Problématique du niveau d'activité physique et de la co-contraction musculaire	22
1.6. Objectifs de la recherche	22
1.7. Hypothèses	23
CHAPITRE 2 : MÉTHODOLOGIE	25
2.1. Population cible	25
2.1.1. Méthodes de mesure du niveau d'activité physique	25
2.1.2. Critères d'inclusion	26
2.1.3. Critères d'exclusion	27
2.2. Stratégie de recrutement	27
2.3. Matériel	27
2.4. Conditions expérimentales	28
2.5. Procédure	29
2.5.1. Préparation du sujet	30
2.5.2. Installation des électrodes	31
2.5.3. Test de crosstalk ou diaphonie	32
2.6. Traitement des données	33
2.6.1. Calcul des indices de co-contraction	35
2.6.2. Traitement statistique	38
2.7. Justification de la taille de l'échantillon	39
2.8. Considérations éthiques	39
CHAPITRE 3 : RÉSULTATS	41
3.1. ARTICLE 1: What is the role of adapted mechanical power patterns for limb elevation versus limb progression during obstacle avoidance?	41
3.2. ARTICLE 2: Effects of one's physical activity level on unobstructed and obstructed locomotor patterns in young male adults	65

3.3.	ARTICLE 3: Bilateral co-contractions of active and inactive subjects while walking over obstacles of different heights	101
4.	CHAPITRE 4 : Discussion générale	135
4.1.	Quel est le rôle des patrons de puissance mécanique pour élever et faire progresser les membres inférieurs lors de l'évitement d'un obstacle pendant la marche?	135
4.2.	Effets du niveau d'activité physique sur les patrons locomoteurs de jeunes adultes mâles au cours de la marche avec et sans obstacle	139
4.2.1.	Adaptations à la vitesse	140
4.2.2.	Stratégies de précaution	142
4.2.3.	Différences entre les groupes de sujets pour les patrons d'ALAs	145
4.3.	Effets de la co-contraction sur les ajustements locomoteurs anticipés exprimés lors du franchissement d'obstacle	149
4.3.1.	Patrons angulaires	149
4.3.2.	Patrons EMG	150
4.3.3.	Co-contraction musculaire entre sujets actifs et inactifs	151
4.4.	Forces et limites de l'étude	156
4.5.	Recommandations	158
5.	CONCLUSION	159
	RÉFÉRENCES	162
	ANNEXE A1 : exemplaire du questionnaire Baecke	169
	ANNEXE A2 : exemplaire du questionnaire Lipid	171
	ANNEXE B : certificat d'éthique	173
	ANNEXE C : formulaire d'information et de consentement	175

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Identification et position des électrodes de surface	32
Tableau 2 : Test de diaphonie entre les électrodes	33
Tableau 3 : Cas de co-contraction entre les muscles bilatéraux des loges antérieures et postérieures des cuisses	36
Tableau 4 : Cas de co-contraction entre les muscles bilatéraux des loges antérieures et postérieures des jambes	37

Article 2:

Table 1: Median, minimum, and maximum of anthropometrical variables and Baecke questionnaire values for active (ACT) and inactive (INACT) subjects.	88
Table 2: Comparison of normalized stride length, toe and heel distances (median, minimum and maximum) for lead and trail limbs of active and inactive subjects, between groups and across conditions.	89
Table 3: Comparison of maximum ankle, knee, and hip angles during swing (medians, minimum and maximum) for lead and trail limbs of active and inactive subjects, between groups and across conditions.	90

Article 3

Table 1: Comparison of normalized stride length, mean velocity of CM and toe clearance (medians, minimum and maximum) for lead and trail limbs of active (ACT) and inactive (INACT) subjects, between groups and across conditions.

126

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Garde du pied lors du franchissement d'un obstacle avec le membre d'attaque (A) et avec le membre d'esquive (B). Le membre d'attaque est représenté par un trait épais et le membre d'esquive est représenté par un trait fin. 5

Figure 2 : Proximité du pied avant (A) et après (B) l'obstacle pour le membre d'attaque (trait épais) et d'esquive (trait fin). 6

Figure 3 : Moments (trait fin) et puissances (trait épais) mécaniques musculaires à la cheville, au genou et à la hanche pour un cycle de marche normalisé à 100%. Les bouffées d'énergie caractéristiques sont indiquées par une flèche. Les données sont relatives à 8 sujets jeunes en condition de marche sans obstacle. 9

Figure 4 : Moments (trait fin) et puissances (trait épais) mécaniques musculaires au genou normalisés à 100 % du cycle de marche. Les bouffées d'énergie caractéristiques sont indiquées par une flèche. Les données sont relatives à 8 sujets jeunes en condition de marche avec franchissement d'un obstacle établi à 10 % de la longueur des membres inférieurs. 12

Figure 5 : Illustration de la station expérimentale et du franchissement de l'obstacle par un sujet. Le sujet est équipé de capteurs cinématiques, cinétiques et électromyographiques. 29

Figure 6 : Illustration des marqueurs réels (ronds blancs) et imaginaires (ronds sombres) sur les repères anatomiques. Les triangles représentent un regroupement de trois marqueurs sur un triangle de plastique. 31

Figure 7 : Illustration des phases initiales (PI) et finales (PF) d'oscillation au cours desquelles les indices de co-contraction dans la cuisse (A) et dans la jambe (B) ont été mesurés. CTD=contact talon droit, DD=décollage du pied droit, MD=milieu de la phase d'oscillation droite, CD2=deuxième contact talon du pied droit, DG=décollage du pied gauche, MG=milieu de la phase d'oscillation gauche, CG2= deuxième contact talon du pied gauche. Un cas de co-contraction entre le Rectus Femoris (m1) et le Semitendinosus (m2) au cours de la phase initiale d'oscillation est illustré en médaillon (C).

38

Article 1 :

Figure 1: Box plots showing the median and interquartile values for gait speed for unobstructed walking (NO) and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles over the total stride for the lead (A) and trail (B) limbs, over the mid-stance breaking period of the lead (C) and trail (D) limbs and over the late-stance propulsive period for the lead (E) and trail (F) limbs.

56

Figure 2: Mean moment of force (thin lines; Nm/kg; extensor positive/flexor negative) and muscle power (thick lines; Watts/kg; generation positive/absorption negative) patterns at the ankle joint across the stride normalized from heel contact to heel contact for the lead (A, C, E) and trail (B, D, F) limbs during unobstructed (A, B), moderate obstacle (C, D) and high obstacle (E, F) walking conditions. The number of subjects using the A2 (G) power burst across unobstructed walking (NO) and the avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles is presented for the lead (solid lines and squares) and trail (dashed lines and triangles) limbs.

56

Figure 3: Mean moment of force (thin lines; Nm/kg; extensor positive/flexor negative) and muscle power (thick lines; Watts/kg; generation positive/absorption negative) patterns at the knee

joint across the stride normalized from heel contact to heel contact for the lead (A, C, E) and trail (B, D, F) limbs during unobstructed (A, B), moderate obstacle (C, D) and high obstacle (E, F) walking conditions. The number of subjects using the K5 (G), K3 (H) and K3D (I) power bursts across unobstructed walking (NO) and the avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles is presented for the lead (solid lines and squares) and trail (dashed lines and triangles) limbs.

56

Figure 4: Mean moment of force (thin lines; Nm/kg; extensor positive/flexor negative) and muscle power (thick lines; Watts/kg; generation positive/absorption negative) patterns at the hip joint across the stride normalized from heel contact to heel contact for the lead (A, C, E) and trail (B, D, F) limbs during unobstructed (A, B), moderate obstacle (C, D) and high obstacle (E, F) walking conditions. The number of subjects using the H3 (G) and H3D (H) power bursts across unobstructed walking (NO) and the avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles is presented for the lead (solid lines and squares) and trail (dashed lines and triangles) limbs.

56

Figure 5: Box plots showing the median and interquartile levels for normalized mechanical work (J/kg) associated with the A2 power burst of the lead (right) and trail (left) limbs for unobstructed walking (NO) and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

57

Figure 6: Box plots showing the median and interquartile levels for normalized mechanical work (J/kg) associated with the knee K5 (A, B), K3 (C, D) and K3D (E) power bursts of the lead (right) and trail (left) limbs for unobstructed walking (NO) and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

57

Figure 7: Box plots showing the median and interquartile levels for normalized mechanical work (J/kg) associated with the hip H3 (A, B), and H3D (C) power bursts of the lead (right) and trail (left) limbs for unobstructed walking (NO) and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

57

Article 2

Figure 1: Box plots showing the median and interquartile levels for gait speed during lead (A) and trail (B) strides, as well as minimum gait speed (C) for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between groups and conditions are indicated by the vertical and horizontal bars respectively.

91

Figure 2: Box plots showing the median and interquartile levels for toe clearances during lead (A) and trail (B) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

91

Figure 3: Representative mean moment of force (left column) and power (right column) patterns found for active subjects ($n=8$) at the lead ankle (A, B), lead (C, D) and trail (G, H) knee and lead (E, F) and trail (I, J) hip joints for unobstructed (solid and thin), moderate obstacle (dashed) and high obstacle (solid and thick) conditions.

91

Figure 4: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the A1 (A, B) and A2 (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between groups and conditions are indicated by the vertical and horizontal bars respectively.

91

Figure 5: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the K3 (A, B) and K5 (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between groups and conditions are indicated by the vertical and horizontal bars respectively.

91

Figure 6: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the K3D (A, B) and K6 (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

92

Figure 7: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the H3 (A, B) and H3D (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant

differences ($p < 0.05$) between groups and conditions are indicated by the vertical and horizontal bars respectively. 92

Figure 8: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the H4 (A, B) and H5 (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars. 92

Article 3 :

Figure 1: Median joint angles during the swing phase of the ACT (left column) and INACT (right column) subjects. Lead ankle (A, B), knee (C, D), and hip (E, F). Solid lines are for the unobstructed walking condition, dashed lines are for the moderately obstructed condition and dotted lines are for the high obstacle walking condition. 127

Figure 2: Median joints angles during the swing phase of the ACT (left column) and INACT (right column) subjects. Trail ankle (A, B), knee (C, D), and hip (E, F). Solid lines are for the unobstructed walking condition, dashed lines are for the moderately obstructed condition and dotted lines are for the high obstacle walking condition. 127

Figure 3: EMG activity of the ACT (left column) and INACT (right column) subjects for the Lead leg (a, b, c, d, e, f) and thigh (g, h, i, j, k, l, m, n). Solid, dash dotted and dotted lines are respectively for unobstructed, moderate and high obstacle conditions. 127

Figure 4: EMG activity of the ACT (left column) and INACT (right column) subjects for the Trail leg (a, b, c, d, e, f) and thigh (g, h, i, j, k, l, m, n). Solid, dash dotted and dotted lines are respectively for unobstructed, moderate and high obstacle conditions. 127

Figure 5: Boxplots of the percentage of co-contraction in the lead leg (A), lead thigh (B), trail leg (C) and trail thigh (D) segments during the initial phase of swing for the ACT (gray) and INACT (white) subjects. 127

Figure 6: Boxplots of the percentage of co-contraction in the lead leg (A), lead thigh (B), trail leg (C) and trail thigh (D) segments during the final phase of swing for the ACT (gray) and INACT (white) subjects. 127

SOMMAIRE

Le but de la présente étude est d'identifier le rôle des poussées d'énergie mécaniques musculaires associées à la marche avec et sans obstacle; d'évaluer l'impact du niveau d'activité physique sur les patrons locomoteurs exprimés au cours de la marche avec et sans obstacles et enfin de mesurer l'impact du niveau d'activité physique sur la co-contraction musculaire exprimée au cours de la marche avec et sans obstacle.

Méthodologie. 16 jeunes adultes mâles âgés entre 18 et 45 ans ont participé à l'étude. Ils ont été répartis dans deux groupes de sujets (actifs et inactifs) en fonction de leur niveau d'activité physique établis au moyen de deux questionnaires, le Baecke et le Lipid. Les variables cinématiques ont été mesurées à l'aide de deux caméras Optotrak alors que les forces de réaction du sol étaient mesurées à l'aide de deux plate-formes dynamométriques. Des électrodes installées sur les membres inférieurs des sujets permettaient de mesurer l'activité électrique des muscles. Trois conditions de marche à vitesse confortable étaient présentées aux sujets : 1) marche sans obstacle; 2) marche avec franchissement d'un obstacle vertical établi à 10% de la longueur des membres inférieurs; 3) marche avec franchissement d'un obstacle vertical établi à 30% de la longueur des membres inférieurs.

Résultats. En terme du premier objectif, les résultats ont démontré que les poussées de puissance à la hanche et au genou habituellement observées autour de l'initiation de la phase d'oscillation s'observent plus tard dans la phase d'oscillation lors du franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive. La poussée de puissance par les fléchisseurs plantaires à la fin de la phase d'appui augmente avec la hauteur de l'obstacle pour le membre d'esquive, alors qu'elle demeure stable pour le membre d'attaque.

Pour l'objectif 2, nous avons démontré que l'activité physique a un effet significatif sur les patrons locomoteurs des jeunes adultes. Les sujets physiquement actifs marchent plus vite que les sujets inactifs grâce à une plus grande propulsion par les fléchisseurs plantaires bilatéraux, et ils

franchissent les obstacles plus vite avec leur membre d'attaque. Les poussées de puissance associées aux ajustements locomoteurs anticipés et impliqués dans l'évitement des obstacles sont similaires entre les deux groupes. Des différences ont cependant été observées entre les deux groupes expérimentaux pour les stratégies adoptées à travers les conditions expérimentales.

En ce qui concerne l'objectif 3, les résultats ont démontré que la co-contraction présente dans les membres inférieurs lors de l'initiation de la phase d'oscillation reflète la transition entre les activités EMG contrôlant la progression d'une part et l'évitement vertical d'autre part. Les sujets actifs coordonnent cette période de transition différemment des sujets inactifs. Lors de la phase finale de l'oscillation, les deux groupes expérimentaux ont utilisé des stratégies de co-contraction stabilisatrices similaires dans les jambes et cuisses bilatérales.

Conclusion. Les résultats relatifs à l'objectif 1 suggèrent que l'articulation proximale de la hanche est impliquée uniquement dans l'avancement du membre ipsilatéral alors que le genou est impliqué dans l'évitement vertical et le contrôle de la flexion du genou. Les poussées de puissance associées à la propulsion par les fléchisseurs plantaires sont principalement impliquées dans le contrôle de la vitesse de marche. Les résultats relatifs à l'objectif 2 suggèrent que les jeunes adultes ne sont pas homogènes en ce qui concerne le niveau d'activité physique. Les résultats relatifs à l'objectif 3 suggèrent que le niveau d'activité physique a un effet significatif sur la co-contraction musculaire présente dans les membres inférieurs des jeunes adultes. La co-contraction présente dans les membres inférieurs lors de l'initiation de la phase d'oscillation n'est pas due à l'inexpérience ou à la prudence. Les patrons électromyographiques ont permis de confirmer la réorganisation du contrôle associée au franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive.

Mots clés : activité physique, marche, évitement d'obstacles, analyse du mouvement, électromyographie, co-contraction, biomécanique

INTRODUCTION

Dans le domaine de la recherche sur la locomotion, des groupes de jeunes adultes sont souvent utilisés pour représenter la population des jeunes adultes (ex : McFadyen et Carnahan, 1997; Patla et Rietdyk, 1993; Winter, 1991) ou pour constituer des groupes témoins dans des études portant sur des enfants (ex : McFadyen et al., 2001) ou sur des personnes âgées (ex : Chen et al., 1991). La profonde modification dans les habitudes de vie introduite par le modernisme, particulièrement l'usage grandissant des véhicules motorisés et le travail de bureau, réduit l'activité physique à sa plus simple expression. Face à la prolifération de maux liés à l'inactivité, tels que le stress et l'obésité pour ne citer que ceux-là, il convient de se questionner sur les impacts réels du niveau d'activité physique sur la locomotion des jeunes adultes.

Déjà en 1968, Saltin et collaborateurs publiaient une étude sur les effets négatifs de l'inactivité physique sur la santé. Les auteurs ont observé une réduction de 15 à 20 % du débit cardiaque et de l'oxygénation des muscles en activité chez des sujets sains confinés au lit pendant 20 jours. Bien qu'il s'agisse dans cette étude d'une immobilité complète, il n'en demeure pas moins qu'elle démontre parfaitement le potentiel dévastateur de l'inactivité physique sur la santé. Une réduction de force associée à l'inactivité a déjà été rapportée dans la littérature (Judge et al., 1993). Les auteurs démontrent que chez les personnes âgées, la réduction de la force dans les membres inférieurs provoque de l'instabilité et des chutes.

Dans l'environnement naturel, la locomotion est rendue plus complexe en raison des multiples obstacles à éviter. À l'intérieur du domicile, ces obstacles peuvent prendre la forme d'un rebord de tapis, d'un objet qui traîne ou d'une marche d'escalier ; à l'extérieur, il pourra s'agir d'un palier de trottoir ou d'une marche d'autobus. La locomotion en terrains encombrés

pose déjà de véritables problèmes de santé publique, particulièrement chez les personnes âgées dans la mesure où elle entraîne de nombreuses chutes, voire des décès prématurés (Gryfe et al., 1977). La baisse du niveau d'activité physique dans différents sous-groupes de la société, particulièrement chez les jeunes adultes (INSPQ, 1998) qui sont censés représenter la masse active de la population, pourrait à long terme aggraver ces problèmes de santé compte tenu du vieillissement de la population. En effet, si un faible niveau d'activité physique a un impact négatif sur la locomotion des jeunes adultes, il est probable que les processus dégénératifs qui accompagnent le vieillissement accentuent ces impacts.

Dans la mesure où le niveau d'activité physique est directement lié au niveau d'entraînement, la co-contraction musculaire pourrait être un facteur influençant la locomotion des jeunes adultes ayant un faible niveau d'activité physique. En effet, selon Basmajian et Deluca (1985), le niveau d'entraînement a un effet sur la co-contraction musculaire. Ainsi, chez les jeunes adultes exposés au franchissement d'un obstacle haut, un faible niveau d'activité physique pourrait se traduire par une déficience de la co-ordination entre muscles agonistes et antagonistes. Cette déficience pouvant se traduire par une augmentation du niveau de co-contraction dans les membres inférieurs.

Dès lors, plusieurs questions se posent quant à l'impact possible du niveau d'activité physique sur les variables locomotrices des jeunes adultes. La locomotion des jeunes adultes varie-t-elle en fonction du niveau d'activité physique? Le recours aux jeunes adultes pour constituer des groupes témoins est-il justifié en regard du contexte social actuel ? Quel est l'impact du niveau d'activité physique sur les tâches complexes telle que le franchissement d'obstacles ? Le niveau d'activité physique a-t-il un effet sur la co-contraction musculaire

exprimée dans les membres inférieurs lors du franchissement d'obstacles ? La présente étude tente de répondre à ces questions qui n'ont jamais été abordées dans les écrits scientifiques.

Dans les prochaines sections, une revue de la littérature sur les variables spatio-temporelles et sur les ajustements locomoteurs anticipés observés au cours de la marche avec et sans obstacle sera présentée. L'effet du niveau d'activité physique sur la locomotion obstruée et non obstruée sera ensuite analysé à la lumière de la littérature. Les problématiques relatives au présent projet de recherche et les hypothèses qui en découlent seront ensuite exposées. Après la section méthodologique, les résultats seront rapportés sous la forme de trois articles consacrés respectivement : 1) au rôle des ajustements locomoteurs anticipés exprimés bilatéralement au cours du franchissement d'obstacle; 2) à l'effet du niveau d'activité physique sur les patrons exprimés au cours de la marche avec et sans obstacle et 3) à l'effet du niveau d'activité physique sur la co-contraction musculaire présente dans les membres inférieurs lors de la marche avec et sans obstacle. Une discussion générale intégrant les résultats des trois études de la thèse fera l'objet du chapitre 4. Les forces et les limites de la présente étude, de même que les répercussions cliniques des résultats, clôtureront la thèse.

CHAPITRE I : RECENSION DES ÉCRITS

1.1. Biomécanique de la marche avec et sans obstacle

La biomécanique est un outil essentiel à l'étude de la locomotion. La majorité des variables communément mesurées permettent de déterminer les aspects spatio-temporels et les ajustements locomoteurs anticipés associés aux cycles locomoteurs. La présente section présente une revue de la littérature concernant les variables biomécaniques associées à la locomotion avec et sans obstacle. Les répercussions du niveau d'activité sur ces principales variables locomotrices seront aussi décrites.

1.1.1. Variables spatio-temporelles

La hauteur minimale du pied par rapport à l'obstacle que nous appellerons garde du pied dans la présente étude est une variable essentielle dans l'étude de la locomotion. En effet au cours de la marche, les modifications angulaires survenant dans les articulations des membres inférieurs permettent d'accommoder la garde du pied par rapport au sol ou à l'obstacle. Cette garde peut être définie pour les deux membres inférieurs comme étant la hauteur minimale mesurée entre le bout du pied et le sol ou l'obstacle lors de la phase d'oscillation (Figure 1). Une erreur dans l'ajustement de cette variable au cours de la phase d'oscillation pourrait entraîner la chute.

Différentes valeurs de la garde du pied mesurées au cours de la marche sans obstacle ont été retrouvées dans la littérature. Winter (1991) rapporte lors de la comparaison de sujets jeunes

et âgés des valeurs respectives de 1,29 centimètres et 1,12 centimètres pour la garde du pied mesurée au cours de la marche sans obstacle. Pour leur part, McFadyen et Winter (1991) rapportent chez les jeunes adultes une valeur moyenne de 0,68 centimètre, alors que Chen et al. (1991), rapportent une valeur est de 2 centimètres. Les différences observées entre ces études sont probablement liées aux variations dans la disposition des marqueurs servant à modéliser les pieds.

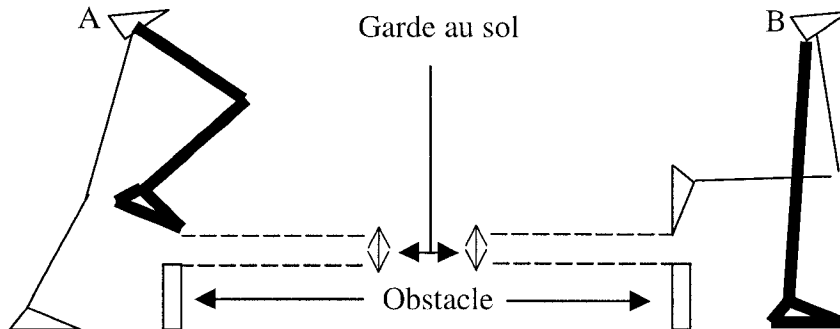


Figure 1 : Garde du pied lors du franchissement d'un obstacle avec le membre d'attaque (A) et avec le membre d'esquive (B). Le membre d'attaque est représenté par un trait épais et le membre d'esquive est représenté par un trait fin.

Lors de l'enjambement d'un obstacle, plusieurs études ont permis d'observer une augmentation significative de la garde du pied du membre d'attaque comparativement à la condition sans obstacle (McFadyen et Winter, 1991; Chen et al., 1991 ; Patla et Rietdyk, 1993; Austin et al., 1999). Plus spécifiquement, Chen et al. (1991) rapportent une augmentation de la garde du pied en fonction de l'accroissement en hauteur de l'obstacle alors que Patla et Rietdyk (1993) et Sparrow et al. (1996) n'observent une augmentation que pour les obstacles les plus hauts (26,8 centimètres et plus). Lors de la comparaison de la garde au sol des membres d'attaque et d'esquive, Patla et al. (1996) ne rapportent pas de différences significatives entre les deux membres, mais observent cependant une plus grande variabilité pour le membre d'esquive.

La garde au sol est assurée par une modification du patron cinématique. Lorsque la hauteur de l'obstacle augmente, une flexion plus importante est observée durant la phase d'oscillation à la hanche et au genou du membre d'attaque, la flexion au genou étant plus importante (McFadyen et Winter, 1991; Patla et Rietdyk, 1993). McFadyen et al. (1993) démontrent que la réduction de la distance horizontale entre le pied et l'obstacle, entraîne une réduction de la flexion de la hanche alors que les angles à la cheville et au genou demeurent stables. Lors du franchissement des obstacles, la position des pieds avant l'obstacle normalisés par rapport à la longueur du cycle est invariante, dans la mesure où elle n'est pas influencée par la hauteur de l'obstacle (Sparrow et al., 1996). La proximité horizontale du pied par rapport à l'obstacle est étroitement liée à la longueur du cycle, qui augmente en présence d'obstacles, mais elle n'est pas influencée par la hauteur des obstacles (Begg et al., 1998; Sparrow et al., 1996).

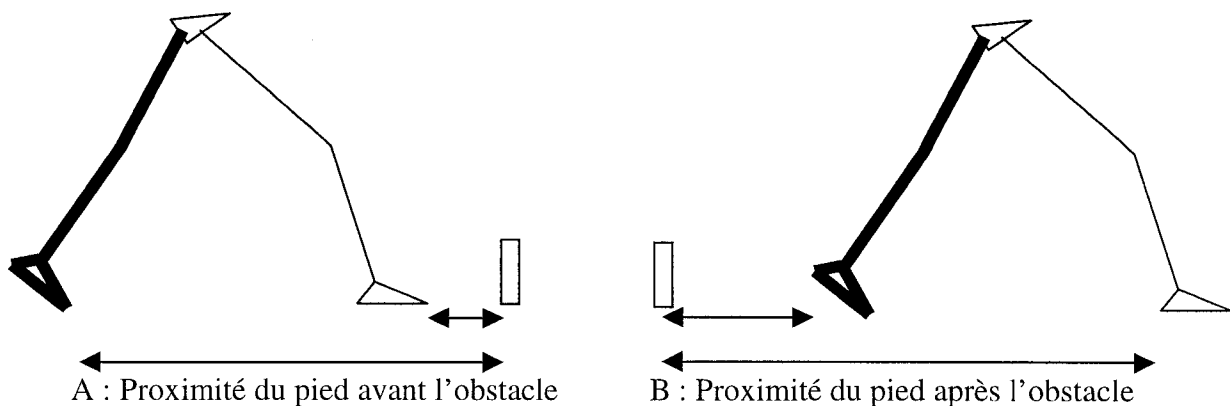


Figure 2 : Proximité du pied avant (A) et après (B) l'obstacle pour le membre d'attaque (trait épais) et d'esquive (trait fin).

La proximité horizontale du pied avant l'obstacle peut être définie comme étant la distance horizontale mesurée entre le bout du pied et l'obstacle lors de l'initiation de la phase d'oscillation. La proximité du pied après l'obstacle représente la distance horizontale entre le talon et l'obstacle lors du contact du pied avec le sol à la fin de la phase d'oscillation (Figure 2).

1.1.2. Ajustements locomoteurs anticipés exprimés durant la locomotion

Selon McFadyen et al. (1993), les changements observés sur les courbes de puissances mécaniques musculaires lors d'un franchissement d'obstacle peuvent être regroupés sous l'expression d'ajustements locomoteurs anticipés (ALA). Ceux-ci correspondent aux changements dans la dynamique de la locomotion associés aux changements de l'environnement perçus à l'avance (redéfinition des buts de l'action). Une description des patrons mécaniques musculaires observés dans les membres inférieurs au cours de la marche sans obstacle sera d'abord présentée afin de mieux apprécier les modifications en présence des obstacles.

1.1.2.1. Patrons locomoteurs au cours de la marche sans obstacle

L'utilisation de la dynamique inverse (Bresler and Frankel, 1950) a permis une meilleure compréhension du contrôle mécanique musculaire associé aux activités locomotrices. Au cours de la marche en terrain plat, des poussées de puissances ont été identifiées principalement par D.A. Winter (voir Winter, 1991). Deux principales poussées de puissances sont observées à la cheville. L'absorption par le groupe fléchisseur plantaire durant la phase d'appui suivant le premier contact du talon avec le sol (appelée A1, c.f. figure 1), permet initialement de contrôler la rotation vers l'avant de la jambe sur le pied. La génération de puissance par les fléchisseurs plantaires (appelée A2) à la fin de la phase d'appui, permet ensuite de propulser le corps et le membre ipsi-latéral en phase d'oscillation. Le rôle propulseur des fléchisseurs plantaires au cours de la locomotion a été confirmé par les études récentes utilisant les techniques d'accélération induite (Kepple et al., 1997; Neptune et al., 2001; Sadeghi et al., 2001). Cependant, Meinders et al. (1998) comme Riley et al. (2001) reconnaissent un rôle limité aux fléchisseurs plantaires en ce qui a trait à la propulsion, cette fonction étant attribuée

principalement aux extenseurs de la hanche en fin de phase d'oscillation et en début de phase d'appui.

Durant la phase d'appui, les extenseurs du genou absorbent de l'énergie (appelée K1 pour contrôler la flexion du genou durant la mise en charge du membre, avant de générer de l'énergie avec le même groupe musculaire (appelée K2). La génération de puissance (K2) permet d'effectuer une extension du genou pour élever le centre de masse du corps. Selon Winter (1991), durant la période de transition entre la phase d'appui et la phase d'oscillation, les extenseurs du genou démontrent une période d'énergie (appelée K3) pour contrôler la rotation de la jambe vers l'arrière et éviter l'effondrement du corps. Ceci évite l'effondrement du corps au cours de la phase d'appui et ralentit la flexion du genou au début de la phase d'oscillation. Dans la mesure où les personnes âgées diminuent significativement K3 comparativement aux jeunes adultes, Winter (1991) en déduit que l'absorption au genou sert à réduire l'énergie transférée au corps lors de la propulsion par les fléchisseurs plantaires A2 à la fin de la phase d'appui. Pour Judge et al. (1996), K3 serait plutôt une conséquence du transfert d'énergie générée lors de la propulsion par les fléchisseurs plantaires A2 qui agissent comme fléchisseurs du genou. À la fin de la phase d'oscillation, une absorption d'énergie (appelée K4) par le groupe fléchisseur du genou décélère le déplacement de la jambe et du pied pour préparer le contact avec le sol.

Au niveau de la hanche, la phase d'appui est caractérisée par une génération de puissance (appelée H1) par le groupe extenseur de la hanche. Cette dernière débute avec le premier contact du talon avec le sol pour maintenir l'équilibre du tronc et est suivie d'une absorption d'énergie (appelée H2) par le groupe fléchisseur. ...

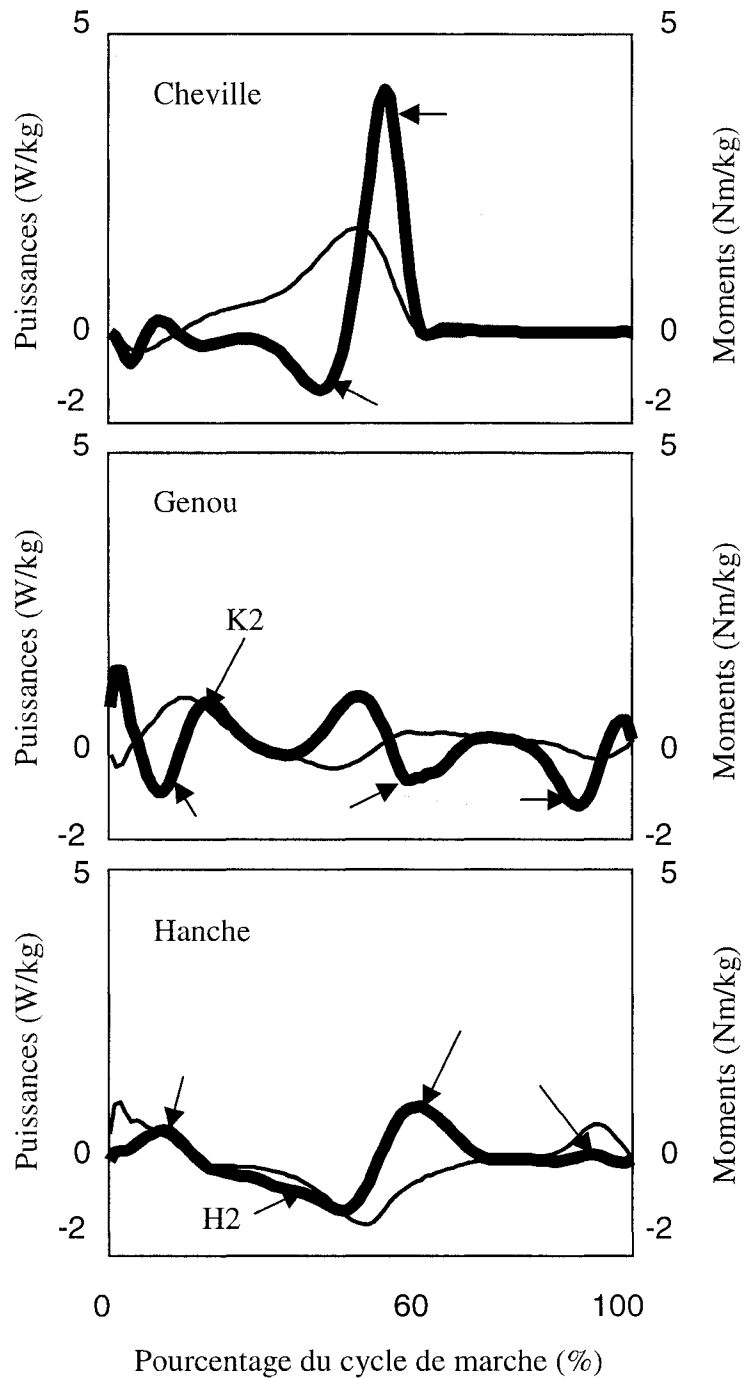


Figure 3 : Moments (trait fin) et puissances (trait épais) mécaniques musculaires à la cheville, au genou et à la hanche pour un cycle de marche normalisé à 100%. Les bouffées d'énergie caractéristiques sont indiquées par une flèche. Les données sont relatives à 8 sujets jeunes en condition de marche sans obstacle.

L'absorption d'énergie H2, qui permet de contrôler la rotation de la cuisse vers l'arrière, s'interrompt un peu avant la transition entre la phase d'appui et la phase d'oscillation. En marche sans obstacle, cette période de transition est caractérisée par une génération d'énergie par le groupe fléchisseur de la hanche (appelée H3) qui permet de tirer le membre vers l'avant et vers le haut. Winter (1991) fait référence à H3 comme étant le pull-off par opposition au push-off pour A2 lié à la propulsion. Sadeghi et al. (2001) abondent dans le même sens et proposent que la génération H3 participe à la propulsion du corps. Ces données concernant la contribution des fléchisseurs de la hanche à la propulsion du corps sont cependant contredites par Kepple et al. (1997). Ceux-ci sont plutôt d'avis que les accélérations générées par les moments articulaires du genou et de la hanche du membre oscillant n'exercent pas d'influence significative sur l'accélération du tronc vers l'avant; elles serviraient plutôt à minimiser les accélérations produites sur ce dernier.

1.1.2.2. Patrons locomoteurs au cours du franchissement d'obstacle

Au cours de la marche avec obstacle, compte tenu de la proximité de l'obstacle par rapport aux deux membres inférieurs, les comportements diffèrent selon qu'il s'agisse du membre d'attaque, qui initie le franchissement de l'obstacle, ou du membre d'esquive, qui franchit l'obstacle en second. Lors du franchissement de l'obstacle avec le membre d'attaque, les différences dans les ALAs se situent surtout au niveau du genou et de la hanche, pour la période allant de la fin de la phase d'appui jusqu'au prochain contact du pied avec le sol. McFadyen et Winter (1991) ont démontré que l'absorption d'énergie par le groupe extenseur du genou (K3) diminue avec l'accroissement de la hauteur de l'obstacle. Cette diminution est concomitante à une génération d'énergie (appelée K5, figure 2) par le groupe fléchisseur du genou, qui augmente avec la hauteur de l'obstacle. Cette génération d'énergie permet donc l'évitement des obstacles

par une flexion active du genou. La flexion active du genou lors de l'évitement d'obstacles a aussi été rapportée par Chou et Draganich (1997) et par Patla et Prentice (1995). Cette flexion active du genou permet, par un mécanisme de couplage inter-segmentaire, d'accroître de manière passive la flexion de l'articulation de la hanche (McFadyen et Winter, 1991 ; Patla et Prentice, 1995), et aussi celle de la cheville (Patla et Prentice, 1995).

Au niveau de la hanche du membre d'attaque, des résultats contradictoires ont été rapportés. McFadyen et Winter (1991) démontrent que H3 diminue lors du franchissement d'un obstacle bas (1,5 cm) et d'un obstacle d'une hauteur établie à 10 % de la longueur des membres inférieurs. Patla et Prentice (1995) démontrent que l'énergie rotationnelle à la hanche à la fin de la phase d'appui associée à H3 et celle à la cheville à la fin de la phase d'oscillation associée à A2 restent stables malgré l'augmentation de la hauteur de l'obstacle. Ils concluent que la flexion à la hanche et à la cheville lors de l'augmentation en hauteur de l'obstacle n'est pas due à une flexion active de ces articulations, mais à la modulation de l'interaction passive entre les segments. Dans une étude plus récente réalisée chez des enfants âgés de 7 à 9 ans, McFadyen et al. (2001) démontrent que lors du franchissement d'obstacle établi à 15 % de la longueur des membres inférieurs, H3 reste stable lors du franchissement avec le membre d'attaque.

Lors du franchissement d'obstacle établi à 15% de la longueur des membres inférieurs avec le membre d'esquive, McFadyen et al. (2001) ont démontré que chez les enfants, H3 diminue. De plus, McFadyen et Winter (1993) ont étudié le comportement des ALAs lors de la variation de la proximité du pied par rapport à un obstacle établi à 10% de la longueur des membres inférieurs.

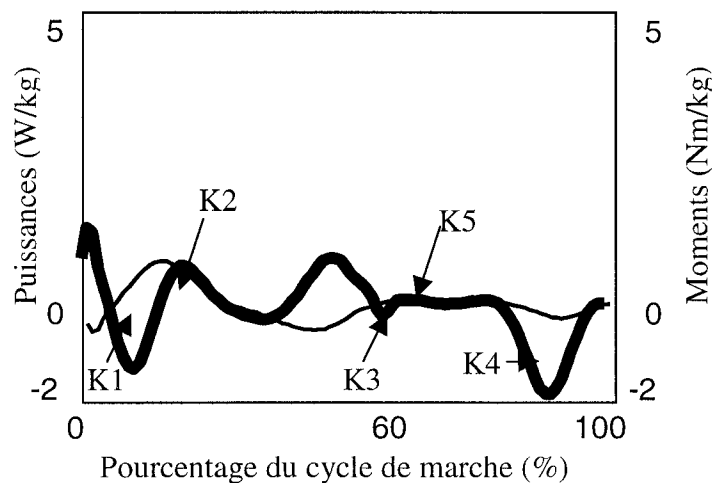


Figure 4 : Moments (trait fin) et puissances (trait épais) mécaniques musculaires au genou normalisés à 100 % du cycle de marche. Les bouffées d'énergie caractéristiques sont indiquées par une flèche. Les données sont relatives à 8 sujets jeunes en condition de marche avec franchissement d'un obstacle établi à 10 % de la longueur des membres inférieurs.

Pour l'obstacle proche du pied, le contexte est similaire au franchissement d'un obstacle avec le membre d'esquive. Les résultats démontrent que dans ce dernier contexte, H3 et K3 diminuent. Chou and Draganich (1997) ont effectué une étude du membre d'esquive en présence d'obstacles de hauteurs variées. Dans cette dernière étude, seuls les résultats relatifs à la phase d'appui précédant le décollage du pied ont été rapportés. Leurs résultats démontrent que le moment extenseur à la fin de la phase d'appui associé à K3 diminue pour les obstacles placés près du pied.

Ainsi, la revue de la littérature démontre que la majorité des études sont consacrées au membre d'attaque. Cependant, il semble qu'en raison de la plus grande proximité de l'obstacle avec le pied, le contrôle articulaire requis pour franchir les obstacles avec le membre d'esquive

diffère de celui du membre d'attaque. Le comportement différent des poussées de puissance H3 et K3, suggère que ces dernières sont dépendantes du contexte environnemental.

1.2. Niveau d'activité physique et locomotion

L'impact du niveau d'activité physique sur la locomotion a surtout été étudié chez les personnes âgées (Johansen et al., 2001; Leiper et Craik, 1991; Newman et al., 2001; Rosengren, 1998; Woo et al., 1995). Dans une recension des écrits, Neil (1996) souligne que le manque d'activité physique chez les personnes âgées se traduit par une vitesse plus basse, une réduction de la longueur et de la fréquence du cycle de marche, une réduction du temps pour effectuer un demi-tour et un accroissement du temps de double support et du ratio phase d'appui / phase d'oscillation. Le même auteur cite les effets positifs, particulièrement sur la vitesse de marche, de la pratique de divers types d'exercices physiques. Maki (1997) souligne cependant que la plupart des déficits locomoteurs observés chez les personnes âgées pourraient être des processus adaptatifs reliés à la peur de tomber. L'importance de ce dernier phénomène a précédemment été soulignée par les travaux de Tinetti et al. (1994, 1988).

Dans le domaine clinique, les résultats de Rubenstein et al. (2000) sur des personnes âgées sujettes aux chutes fréquentes démontrent que l'augmentation du niveau d'activité physique est associée à la réduction du taux de chute. Certaines études rapportent cependant peu ou pas d'effet du niveau d'activité physique sur les performances locomotrices (Ronsky et al., 1995 ; Leiper et Craik, 1991). Ronsky et al. (1995) font toutefois observer que les effets du niveau d'activité physique pourraient être plus perceptibles lors de l'accomplissement de tâches plus exigeantes telles que le franchissement d'obstacle. Une plus grande vitesse liée à un plus haut

niveau d'activité physique a été rapportée chez les personnes âgées (Bendal et al., 1989; Binder et al., 1994; Martin et al., 1992; Woo et al., 1995).

Bien que la sédentarité ne soit plus l'attribut des seules personnes âgées, aucune étude n'a tenté de vérifier l'effet possible de l'inactivité sur la locomotion des jeunes adultes chez qui des maux tels que l'obésité sont de plus en plus fréquents. Il est possible que chez les jeunes adultes, la marche non obstruée ne soit pas un exercice suffisamment exigeant pour révéler une différence de stratégie basée sur le niveau d'activité physique. Dans la mesure où la marche nécessite souvent une adaptation continuelle aux irrégularités du terrain due à la présence fréquente d'escaliers ou d'objets à enjamber, le recours au franchissement d'obstacles hauts au cours de la marche, qui fait l'objet du prochain paragraphe, pourrait constituer un moyen écologique adéquat pour évaluer les qualités d'adaptation à un environnement changeant.

1.3. Niveau d'activité physique et franchissement d'obstacle

Peu d'études ont examiné l'impact du niveau d'activité physique sur les variables associées au franchissement d'obstacle. Fiatarone et al. (1994) rapportent une augmentation de la force musculaire, de la puissance développée pour monter un escalier et de la vitesse de marche chez les personnes âgées soumises à un entraînement intensif en résistance. Rosengren et al. (1998) ont démontré que, comparativement aux personnes âgées inactives, les aînés actifs ont un meilleur équilibre et marchent significativement plus vite (1,36 m/s comparativement à 1,14 m/s pour les inactifs). De plus, elles restent plus longtemps en simple support lorsqu'elles évitent des obstacles modérés (20 cm de hauteur et plus) et restent moins longtemps en simple support lorsqu'elles franchissent des obstacles plus hauts (40 cm de hauteur). Cependant, les longueurs de pas ne sont pas significativement différentes entre les deux groupes d'activités. Aucune étude

portant sur l'impact du niveau d'activité physique sur la locomotion perturbée des jeunes adultes n'a été trouvée dans la littérature. Une telle étude permettrait d'augmenter les connaissances théoriques sur les impacts de l'inactivité physique sur la locomotion, et particulièrement sur la locomotion en terrain accidenté.

1.4. La co-contraction musculaire

La co-contraction est un phénomène important observé dans la réalisation de plusieurs types de tâches. Tel que nous pourrions l'observer dans les prochains paragraphes, des études dans des domaines variés telles que les études développementales, cliniques et en entraînement sportif ont été consacrées à la co-contraction.

Des différences de terminologie ont été retrouvées dans la littérature concernant la co-contraction. Certains auteurs utilisent indifféremment les termes co-contraction et co-activation, alors que pour d'autres, tel que Lamontagne et al. (2000), la co-activation consiste en une mesure temporelle de l'activité simultanée de deux muscles opposés (la période d'activité simultanée des muscles antagonistes). Pour Winter (1987), la co-activation représente la contraction simultanée de deux muscles agonistes appartenant au même groupe musculaire, tandis que la co-contraction représente la contraction simultanée des muscles antagonistes. Pour Ikeda et al. (1998), la co-contraction fait référence à la mesure du moment de force antagoniste s'opposant au mouvement, alors que la co-activation a trait à la mesure de l'activité électrique musculaire antagoniste. Ainsi, la terminologie employée dans les écrits scientifiques est loin de faire l'unanimité. Dans la présente étude, la co-contraction représente la contraction simultanée de deux muscles opposés. Cette co-contraction est évaluée à partir de l'activité électromyographique (EMG) des muscles.

Le rôle majeur de la co-contraction dans le mouvement semble être la stabilisation des articulations (Carlsoo et Schwieler, 1968; Corser, 1973). Ainsi, des co-contractions stabilisatrices ont été observées durant la marche chez les jeunes adultes, à la hanche (Park et al., 1999), au genou (Olney et Winter, 1985) et à la cheville (Brunt et al., 1990; Grillner, 1972; Leroux, 1992). Cependant, quelques études portant sur la co-contraction indiquent qu'elle représente une cause importante d'inefficacité du mouvement (Winter, 1978, 1991; Hammond et al., 1988). Des études cliniques sur des sujets pathologiques tels que les enfants atteints de paralysie cérébrale (Unnithan et al., 1996, Bowsher; et al., 1992 ; Ikeda et al., 1998) ont confirmé cette hypothèse. De plus, la co-contraction musculaire est souvent observée dans l'apprentissage de nouvelles activités motrices (Basmajian, 1977; Hobart et al., 1975; Payton et Kelly, 1972) ou lors de la réalisation de tâche nécessitant un haut degré de précision (Inman et al., 1952; Tanaka, 1974).

Mis à part les évaluations qualitatives, plusieurs techniques quantitatives ont été développées pour déterminer le niveau de co-contraction musculaire présent dans les membres au cours d'activités physiques variées dont la marche (Olney et Winter, 1985 ; Ikeda et al., 1998, Crenna, 1992). L'essor des techniques de modélisation a permis le développement de modèles musculaires sophistiqués, ayant pour avantage la possibilité de déterminer la contribution des moments agonistes et antagonistes au moment net. L'utilisation de tels modèles dans le domaine de la locomotion est encore peu répandue en raison de la lourdeur des procédures méthodologiques. La multiplicité des paramètres d'entrée des modèles et des facteurs de correction contribue à alourdir les procédures de collecte de données et à étirer les temps alloués aux expérimentations. Falconer et Winter (1985) ont développé une équation permettant de mesurer l'indice de co-contraction (I_{co}) entre deux muscles opposés. Cette équation vise dans un premier temps à établir une relation entre les muscles agonistes et antagonistes lors d'une co-

contraction isométrique maximale à la cheville. Puisque la co-contraction survient durant des phases du cycle de marche où les mouvements articulaires sont de faible amplitude, cette relation est par la suite utilisée pour estimer l'activité musculaire mise en œuvre au cours de la co-contraction durant la marche. L'équation utilisée pour déterminer le niveau de co-contraction est présentée au chapitre 2 consacré à la méthodologie. Cette équation permet de déterminer le pourcentage d'activité commune par rapport à l'activité totale de deux muscles antagonistes.

1.4.1. La co-contraction musculaire durant la marche

Une des difficultés liées à la mesure de la co-contraction durant la marche réside dans la difficulté de séparer les contractions musculaires directement responsables de la production du mouvement de celles impliquées dans la stabilisation articulaire ou dans l'expression des comportements liés à l'inexpérience. Au cours de la marche, Falconer et Winter (1985) et Leroux (1992) rapportent des indices de co-contraction plus élevés au début et à la fin de la phase de support, soit durant la période de mise en charge du membre, et lors de la propulsion. Leroux (1992) utilise comme perturbation un plan incliné de 15 degrés introduit dans la surface de marche. Les jeunes adultes ne démontrent pas d'augmentation des indices de proportion de la co-contraction lors de la phase d'appui comparativement à la condition de marche sans perturbation. Cependant, l'utilisation d'indices d'amplitude leur permet, contrairement aux indices de proportion, d'observer une augmentation des activités EMG dans les conditions perturbées.

Dans le domaine clinique, Bowsher et al. (1992) ont démontré que chez les enfants normaux, l'indice de co-contraction qui est relativement plat au cours du cycle de marche à vitesse confortable augmente à la fin de la phase d'oscillation pour les cycles de marche à vitesse rapide. Les sujets atteints de paralysie cérébrale pour leur part, conservent un haut niveau de co-

contraction pour toutes les vitesses de marche. Ikeda et al. (1998) démontrent, chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, que la faiblesse musculaire est due à la co-contraction qui crée une diminution du moment lors de l'extension. Les auteurs ont aussi observé que la co-contraction varie en fonction de la longueur du muscle, particulièrement au cours des exercices de flexion où les enfants normaux et pathologiques ont démontré plus de co-contraction dans la cuisse en fonction de l'augmentation angulaire du genou.

Au niveau développementale, Frost et al. (1997) ont comparé les niveaux de co-contraction dans la jambe et dans la cuisse de trois groupes d'enfants âgés de 7 à 8 ans, 10 à 12 ans et 15 à 16 ans lors d'exercices de marche et de course sur tapis roulant. Les résultats démontrent que les enfants les plus jeunes présentent des indices de co-contraction, aussi bien absolues qu'exprimés en fonction de la $\dot{V}O_2$ max, plus élevés que leurs aînés. Les résultats de cette dernière étude, de même que ceux d'une étude précédente (Gatev, 1972), amènent les auteurs à suggérer que les enfants plus âgés, de par leur plus grande opportunité à marcher et à courir, diminuent leur niveau de co-contraction et raffinent ainsi leurs habiletés dans ces activités. Plus récemment, Okamoto et al. (2003) ont démontré dans une étude de cas, l'importance de l'inhibition réciproque dans les processus de maturation. Il est possible que les processus de maturation indissociables du niveau d'activité physique chez les jeunes enfants puissent expliquer le plus haut niveau de co-contraction observé. Les effets de la maturation sur la physiologie musculaire semblent être similaires à ceux de l'entraînement et sont liés à la modification de l'inhibition réciproque (Basmajian et Deluca, 1985). Cette dernière est définie comme l'innervation coordonnée de deux groupes musculaires antagonistes où la contraction dans un groupe s'accompagne de relâchement dans l'autre.

Basmajian et Deluca (1985) avancent que la co-contraction est une forme d'assurance requise par le système nerveux pour assurer la réalisation effective de la tâche. Parmi les tâches susceptibles de démontrer de la co-contraction, les auteurs citent : les positions d'équilibre instable ; l'attente de larges forces devant traverser une articulation (contact probable avec un obstacle); le ralentissement d'un mouvement rapide ; les mouvements maladroits. L'ensemble de ces situations se retrouve dans l'évitement d'un obstacle pendant la marche qui est une tâche complexe et potentiellement dangereuse. En raison de leur plus grande inexpérience des activités locomotrices, les sujets inactifs devraient démontrer plus de co-contraction dans les membres inférieurs lors du franchissement des obstacles.

De nombreux aspects de la co-contraction ont été étudiés principalement chez les sujets pathologiques et surtout chez les enfants. Cependant, peu d'études sur la co-contraction ont été réalisées chez l'adulte pendant la marche, et aucune étude ne s'est penchée sur la co-contraction exprimée au cours du franchissement d'obstacle. L'inexpérience ou la prudence liée à l'appréhension d'un contact avec un obstacle pourrait susciter, chez les jeunes adultes inactifs, une plus grande co-contraction dans les membres inférieurs. Aucune étude ayant trait à cette problématique n'a été trouvée parmi les écrits scientifiques. Une telle étude permettrait de déterminer si la co-contraction est un facteur affectant l'aptitude à éviter un obstacle, d'une part, et si elle est influencée par le niveau d'activité physique, d'autre part. Le recours à des sujets jeunes et inactifs pourrait constituer un prélude à des études sur d'autres populations plus à risque, notamment les personnes âgées.

1.5. Projet de recherche

1.5.1. Problématiques du projet de recherche

La revue de la littérature présentée ci-dessus a permis de mettre en évidence des problématiques relatives aux questions abordées dans le cadre de la présente recherche. Ces problématiques qui seront abordées dans les prochaines sections seront à la base des hypothèses de la thèse. Les objectifs principaux de la thèse sont d'évaluer au cours de la marche avec et sans obstacle de jeunes adultes, l'effet du niveau d'activité physique sur les ALAs d'une part et sur la co-contraction musculaire d'autre part. L'objectif secondaire de la thèse est d'identifier le contrôle exercé sur les différents niveaux articulaires pour élever et faire progresser les membres inférieurs au cours de la marche avec et sans obstacle. Dans la mesure où la compréhension des patrons locomoteurs associés à la marche avec et sans obstacle est un pré requis à l'étude des objectifs principaux, l'objectif secondaire sera préalablement abordé.

1.5.1.1. Problématique des poussées H3, K3 et A2 en fonction du contexte de marche

Le franchissement d'obstacles implique deux tâches concomitantes. La première est l'évitement de l'obstacle par élévation des membres inférieurs alors que la seconde est le maintien de la progression du corps. Ces deux tâches se doivent d'être parfaitement synchronisées pour minimiser les efforts. Le fait que H3 reste stable avec l'augmentation de la hauteur de l'obstacle lors du franchissement avec le membre d'attaque met en doute l'implication de la flexion active de la hanche dans l'évitement vertical des obstacles. De plus, les résultats retrouvés dans la littérature ne permettent pas d'expliquer de façon cohérente comment le membre d'esquive est emmené vers l'avant au cours de la phase d'oscillation.

Lors du franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive, la diminution en amplitude de K3 avec l'augmentation en hauteur de l'obstacle met en doute le rôle de soutien attribué à cette poussée lors de la transition entre la phase d'appui et d'oscillation. La mise en rapport du comportement de K3 avec la poussée H3 à la hanche et à la cheville A2, suggère que K3 est impliqué dans le contrôle des effets multiarticulaires. Les changements en amplitude des poussées d'énergie A2 du membre d'attaque et d'esquive suggèrent que A2 est impliqué dans le contrôle de la vitesse de déplacement et non dans l'évitement vertical. La présente étude centrée sur les ALAs exprimés dans les membres inférieurs bilatéraux lors du franchissement d'obstacles de hauteurs variés devrait permettre de préciser le rôle des poussées d'énergie musculaire au cours de la locomotion avec et sans obstacles.

1.5.1.2. Problématique de l'impact du niveau d'activité physique sur le franchissement d'obstacle

L'existence de différences significatives basées sur le niveau d'activité physique chez les personnes âgées effectuant un franchissement d'obstacle, suggère que des résultats similaires puissent être retrouvés dans la population des jeunes adultes. Dans le cas des sujets jeunes, les résultats publiés par Rosengren et al. (1998) suggèrent que les sujets actifs devraient marcher plus vite, et de ce fait démontrer bilatéralement des moments de force et une vitesse angulaire à la cheville, au genou et à la hanche plus élevés que les sujets non actifs. Au-delà des différences rapportées par les différentes études, la stratégie des sujets inactifs devrait être l'adoption d'un comportement prudent, visant à s'éloigner de l'obstacle en augmentant la garde du pied par rapport aux obstacles et la longueur du cycle lors du franchissement des obstacles.

1.5.1.3. Problématique du niveau d'activité physique et de la co-contraction musculaire

Lors de l'initiation du franchissement des obstacles, les jeunes adultes ayant un faible niveau d'activité physique démontrent-ils plus de co-contraction dans leurs membres inférieurs? L'inexpérience des activités locomotrices, particulièrement de la locomotion en terrain irrégulier, pourrait nécessiter une plus grande attention de la part des sujets inactifs impliqués dans le franchissement d'un obstacle. Cette plus grande attention pourrait se traduire par une augmentation de la co-contraction présente dans les membres inférieurs.

De plus, les sujets actifs devraient se déplacer plus vite que les sujets non actifs et dès lors démontrer plus de co-contraction stabilisatrice durant la phase finale d'oscillation précédant le contact avec le sol, particulièrement lors du franchissement des obstacles. À notre connaissance, le rôle de la co-contraction dans la réalisation d'une tâche impliquant un franchissement d'obstacle, de même que l'effet du niveau d'activité physique sur la co-contraction musculaire exprimée durant le franchissement d'obstacle, n'ont jamais été étudiés auparavant. L'un des buts de nos travaux est justement de mesurer l'effet du niveau d'activité physique sur la co-contraction musculaire de jeunes adultes effectuant un franchissement d'obstacle pendant la marche.

1.6. Objectifs de la recherche

Objectif 1 : Déterminer le rôle des articulations en fonction du membre d'attaque ou d'esquive, impliqué dans le franchissement d'un obstacle pendant la marche.

Objectif 2 : Évaluer l'effet du niveau d'activité physique de jeunes adultes sur les patrons locomoteurs exprimés pendant la marche avec et sans obstacle.

Objectif 3 : Évaluer l'effet du niveau d'activité physique de jeunes adultes sur la co-contraction musculaire exprimée pendant la marche avec et sans obstacle.

1.7. Hypothèses

Hypothèses relatives à l'objectif 1

H1. Dans la transition entre la phase d'appui et d'oscillation de la marche avec et sans obstacle, le groupe fléchisseur de la hanche est uniquement impliqué dans l'avancement du membre.

H2. Dans la transition entre la phase d'appui et d'oscillation et au cours de la phase d'oscillation du membre d'esquive, le groupe extenseur du genou est impliqué dans le contrôle des effets multiarticulaires.

H3. À la fin de la phase d'appui, le groupe fléchisseur plantaire est impliqué dans le contrôle de la vitesse de déplacement

Hypothèses relatives à l'objectif 2

H4. Les sujets actifs ont une vitesse de déplacement plus élevée que les sujets non actifs lors de la marche sans obstacle et durant le franchissement d'obstacle avec les deux membres.

H5. Les variables spatiales concernant la garde du pied à l'obstacle et la proximité horizontale du pied après l'obstacle sont plus élevées chez les sujets inactifs comparativement aux sujets actifs, lors du franchissement des obstacles.

H6. L'amplitude des puissances mécaniques musculaires caractérisant les ALAs est plus élevée chez les sujets actifs comparativement aux sujets non actifs lors de la marche avec et sans obstacle.

Hypothèses relatives à l'objectif 3

H7. La co-contraction musculaire dans les membres inférieurs bilatéraux lors de l'initiation de la phase d'oscillation durant la marche avec ou sans obstacle est plus élevée chez les sujets inactifs comparativement aux sujets actifs.

H8. Dû à leur plus grande vitesse, la co-contraction musculaire dans les membres inférieurs bilatéraux lors de la phase finale d'oscillation durant la marche avec ou sans obstacle est plus élevée chez les sujets actifs que chez les sujets inactifs.

CHAPITRE 2 : MÉTHODOLOGIE

2.1. Population cible

La population à l'étude est composée de jeunes adultes masculins âgés entre 18 et 45 ans. Seize (16) sujets masculins répondant à des critères d'inclusion et d'exclusion spécifiques ont participé à l'étude. Ces sujets étaient répartis au moyen de deux questionnaires dans deux groupes de huit sujets selon qu'ils étaient actifs ou inactifs. Les données telles que la masse du sujet, la taille du sujet assis, et celle du sujet debout étaient inscrites dans le dossier du sujet, de même que les résultats du test de vision. L'indice de masse corporelle et la hauteur de l'obstacle étaient déterminés à partir de ces informations.

2.1.1. Méthodes de mesure du niveau d'activité physique

Le niveau d'activité physique peut être déterminé par des mesures directes, telles que la spirométrie, ou indirectes telles que le test navette (qui permet de déduire, à partir du palier atteint par le sujet, le ou débit maximal d'oxygène) ou l'emploi de questionnaires. Ces derniers ont l'avantage, s'ils sont fidèles et valides, d'éviter d'avoir recours à des appareillages sophistiqués ou de solliciter l'implication des sujets dans un effort physique éprouvant.

Deux tests ont été sélectionnés dans la littérature : le Baecke Questionnaire of Habitual Physical Activity (BQHPA, Baecke et al., 1982) et le Lipid Research Clinics Physical Activity (LRCQ, Ainsworth et al., 1993). Ils permettent tous deux d'évaluer le niveau d'activité physique de façon fidèle et valide (respectivement, Pols et al., 1995 pour le Baecke, et Ainsworth et al.,

1993 pour le Lipid). Le questionnaire de Baecke (cf. annexe A1) permet de déterminer le niveau d'activité physique en attribuant un score sur une échelle de Likert allant de un à quatorze aux réponses à des questions reliées aux activités effectuées au travail et durant les loisirs. Deux questions supplémentaires permettent d'investiguer la fréquence de participation aux activités sportives les plus pratiquées (nombre de mois par année, nombre de semaines par mois et nombre d'heures par semaine). Le questionnaire LRCQ (cf. annexe A2) est plus court ; le sujet est invité à se classer suivant le niveau d'activité physique (beaucoup plus, beaucoup moins ou non applicable) en comparaison aux autres personnes du même âge et du même sexe que lui. Le sujet précise aussi s'il effectue des tâches physiquement éprouvantes au moins trois fois par semaine. Ces deux questionnaires ont été utilisés pour s'assurer du bon classement des sujets dans leur groupe respectif. Le classement des sujets dans leur groupe respectif conformément aux résultats des deux questionnaires est décrit dans la prochaine section relative aux critères d'inclusion et d'exclusion.

2.1.2. Critères d'inclusion

Les critères d'inclusion pour le groupe 1 des sujets actifs étaient d'être de sexe masculin, d'avoir entre 18 et 45 ans, de ne pas souffrir de problèmes musculo-squelettiques ou neurologiques, d'être classé comme sujet actif selon le BQHPA (score supérieur ou égal à 7), et d'avoir passé avec succès le test de vision (20/20 ou mieux). Pour le groupe 2, les critères d'inclusion étaient identiques à ceux du groupe 1 sauf que le sujet devait être classé inactif par le BQHPA (score inférieur à 7) et indiquer qu'il ne pratique pas une activité physique exigeante selon le LRCQ. La présente étude a été limitée aux sujets masculins dans le but de réduire la variabilité intra-groupe. En effet, une étude récente a démontré que le sexe a un effet significatif sur le contrôle musculaire (Granata et al., 2002).

2.1.3. Critères d'exclusion

Les sujets ayant un indice de masse corporelle (IMC) inférieur à 18,5 ou supérieur 29,9 étaient rejetés. Il s'agissait des maigres et des obèses. En effet, des études ont démontré que l'obésité affecte la locomotion des jeunes adultes (Messier et al., 1994). Le fait que les sujets inactifs avaient tendance à faire un peu d'embonpoint nous a amené à fixer la limite supérieure de l'indice de masse corporelle à 29.9.

2.2. Stratégie de recrutement

Le recrutement a été effectué sur une base volontaire, par sollicitation personnelle auprès d'étudiants des trois cycles universitaires de l'Université Laval, des membres de l'IRD PQ (Institut de réadaptation en déficience physique de Québec) et du public.

2.3. Matériel

La collecte de données a été effectuée au laboratoire d'analyse de la motricité du Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale à l'IRD PQ, situé dans la ville de Québec. Deux senseurs Optotrak (modèle 3020) et 27 marqueurs infrarouges échantillonnés à 75 Hz ont été utilisés pour acquérir les données cinématiques. Les forces de réaction du sol ont été mesurées par le biais de deux plate-formes de force AMTI (modèle OR6-5) à jauge de contraintes échantillonnées à 1000 Hz. L'activité électrique musculaire des sujets a été enregistrée à l'aide d'un amplificateur EMG connecté à 14 paires d'électrodes unipolaires. L'EMG était échantillonné à la même fréquence que les plate-formes de force avec une bande passante située entre 10 et 1000 Hz. Deux ordinateurs munis de cartes d'acquisition permettaient

de collecter les données cinématiques d'une part, cinétiques et électromyographiques d'autre part. La collecte cinématique était déclenchée par la collecte cinétique/EMG. Un obstacle a été confectionné pour les conditions de marche obstruée. L'obstacle était large de 122 cm et amovible en hauteur et en profondeur (cf. Figure 3). Une toise et une balance ont été utilisées pour mesurer la taille et la masse des sujets.

2.4. Conditions expérimentales

L'étude comportait sept conditions expérimentales avec manipulation de la vitesse de marche, de la profondeur et de la hauteur de l'obstacle. Dans le cadre du présent travail, les conditions retenues sont celles à cadence de marche confortable et/ou avec manipulation de la hauteur de l'obstacle. Les trois conditions expérimentales sont : 1) Marche à vitesse confortable, sans obstacle ; 2) Marche à vitesse confortable avec franchissement d'un obstacle haut établi à 10 % de la longueur des membres inférieurs et profond de 2 cm (largeur 122 cm) ; 3) Marche à vitesse confortable avec franchissement d'un obstacle haut établi à 30 % de la longueur des membres inférieurs et profond de 2 cm (largeur 122 cm). Les sujets ont tous complétés les conditions expérimentales dans cet ordre.

Six essais étaient réalisés par condition expérimentale pour un total de 18 essais. Parmi ces six essais, les cinq meilleurs étaient analysés, la priorité étant donnée à la qualité des données et aux essais incluant un contact adéquat des pieds droit et gauche avec les plate-formes de force respectives. Les conditions expérimentales étaient présentées au sujet dans l'ordre annoncé pour réduire le temps total de collecte des données. Le temps total moyen pour mesurer un sujet était de quatre heures. L'utilisation d'obstacles assez hauts pour provoquer des changements

significatifs devrait permettre de circonvenir à l'effet d'ordre de présentation des conditions expérimentales.

2.5. Procédure

Les sujets, habillés en culottes courtes et portant des chaussures confortables, marchaient dans un corridor de 8 mètres de long. Deux plate-formes de force encastrées dans le sol et placées au milieu du parcours, permettaient d'obtenir les données cinétiques relatives à un cycle de marche (deux contacts subséquents du même pied) droit et gauche. La collecte débutait après quelques tests d'essais qui permettaient d'ajuster les plate-formes de force à la longueur des pas du sujet.

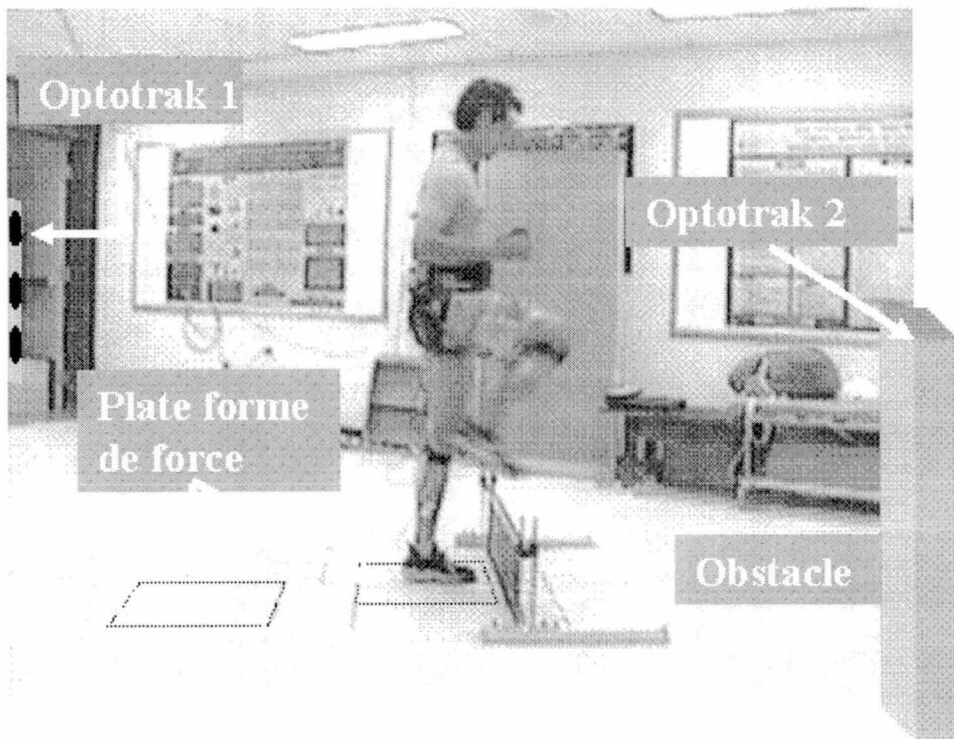


Figure 5 : Illustration de la station expérimentale et du franchissement de l'obstacle par un sujet. Le sujet est équipé de capteurs cinématiques, cinétiques et électromyographiques.

Avant chaque essai, les consignes relatives aux conditions expérimentales étaient annoncées par l'expérimentateur. Pour la condition de marche naturelle sans obstacle, la consigne était : « marchez à une allure confortable jusqu'au bout du corridor ». En présence d'un obstacle, la consigne devenait : « marchez à une allure confortable jusqu'au bout du corridor en enjambant l'obstacle ». Une illustration de la station expérimentale et d'un sujet franchissant l'obstacle à 30% de la longueur des membres inférieurs est présentée à la Figure 5.

2.5.1. Préparation du sujet

Une seule visite au laboratoire était nécessaire pour collecter la totalité des données relatives à un sujet. À son arrivée au laboratoire, le sujet était prié de remplir un formulaire de consentement (cf. annexe B) et une fiche de renseignements personnels (cf annexe C). Un test d'acuité visuelle était effectué pour s'assurer de la vision normale du sujet. L'obstacle est muni d'une toile rouge sombre permettant de le distinguer nettement sur le plancher blanc. Le sujet remplissait ensuite les questionnaires BQHPA et LRCQ qui servaient à l'assigner au groupe de sujets actifs ou moins actifs. Vingt sept (27) marqueurs infrarouges étaient ensuite installés sur les repères anatomiques du sujet pour définir un modèle à neuf segments. Les segments composant le modèle sont : les pieds droit et gauche, les jambes droite et gauche, les cuisses droite et gauche, le bassin, le tronc et la tête. Au niveau de chaque segment, trois marqueurs non-colinéaires permettaient de définir un corps rigide dont les déplacements pouvaient être déterminés dans les trois plans du mouvement. Des points anatomiques ont été numérisés pour définir les principaux axes et la trajectoire des orteils et des talons. L'emplacement des marqueurs cinématiques et des points numérisés est illustré à la figure 4.

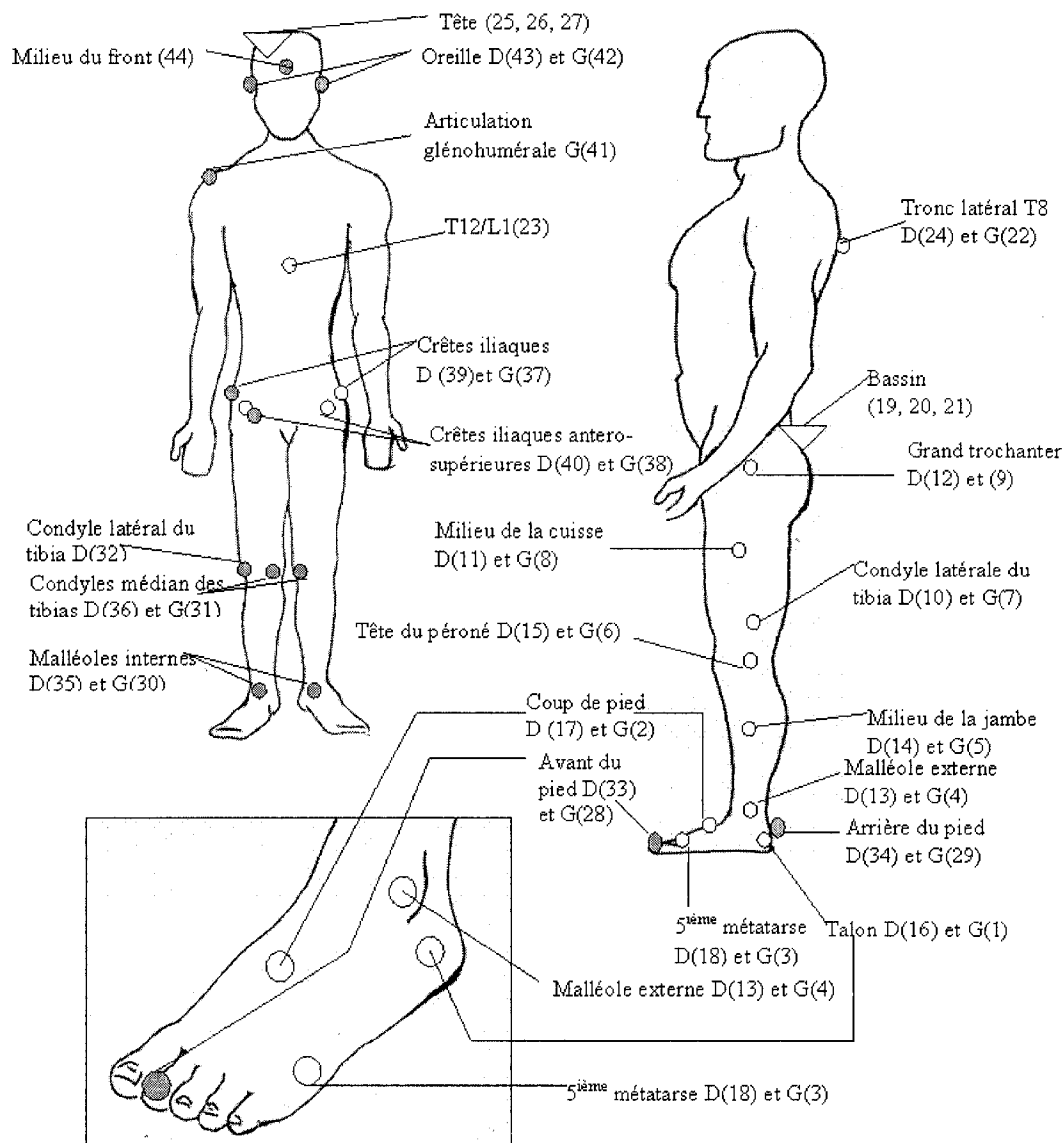


Figure 6 : Illustration des marqueurs réels (ronds blancs) et imaginaires (ronds sombres) sur les repères anatomiques. Les triangles représentent un regroupement de trois marqueurs sur un triangle de plastique.

2.5.2. Installation des électrodes

Suite à l'installation des marqueurs, les électrodes EMG de marque Medi-trace étaient installées sur les muscles après préparation adéquate de la peau (nettoyage à l'alcool pour diminuer l'impédance de la peau). En plus des 14 paires d'électrodes installées sur les muscles,

une électrode de mise à la terre était installée sur l'extrémité de la clavicule droite. La description de l'emplacement de chaque paire d'électrodes est fournie au tableau 1.

Tableau 1: Identification et position des électrodes de surface

Numéro		Muscle	Position
Droit	Gauche		
1	8	Rectus femoris	Sur la protubérance du muscle, déterminée par palpation, et sur contraction du quadriceps
2	9	Vastus lateralis	Sur la protubérance du muscle, déterminée par palpation, et sur contraction du quadriceps, aligné obliquement vers le centre du membre
3	10	Semi tendinosus	Sur la protubérance du muscle, déterminée par palpation, et sur rotation interne et externe de la jambe fléchie sur la cuisse
4	11	Biceps femoris Longue portion	Sur la protubérance du muscle, déterminée par palpation, et sur rotation interne et externe de la jambe fléchie sur la cuisse
5	12	Tibialis anterior	Sur l'aire la plus grosse du muscle latéralement à la crête du tibia sur la moitié proximale de la jambe
6	13	Gastrocnemius médialis	Sur l'aire la plus grosse du muscle sur le chef médian du muscle
7	14	Soléaire	L'électrode proximale est placée un cm plus bas que la partie inférieure du gastrocnemius, de façon oblique vers le centre de la jambe

2.5.3. Test de crosstalk ou diaphonie

Une fois les marqueurs cinématiques et les électrodes électromyographiques installés, le sujet était invité à se placer au centre du parcours pour la collecte des données cinématiques dans la position de référence. Cette étape accomplie, le sujet effectuait des tests de contraction

sélective pour déterminer la présence éventuelle de diaphonie entre les électrodes selon les méthodes énoncées par Winter et al. (1994). Ces tests étaient effectués alors que le sujet effectuait un contrôle visuel de l'activité EMG sur l'écran de l'ordinateur. Avant chaque test, l'expérimentateur désignait au sujet le canal devant être actif et celui devant être inactif. Les différents tests sont résumés au tableau 2.

Tableau 2 : Test de diaphonie entre les électrodes

Muscle	Test de diaphonie
Rectus femoris	Sujet debout, cuisse à 90 ° par rapport au tronc, jambe relâchée, effectuer une flexion de la hanche alors que l'expérimentateur applique une résistance au niveau du genou. Le rectus femoris biarticulaire doit être actif sans activité du vaste externe monoarticulaire.
Demi-tendineux	Le sujet a le genou fléchi à 90 °, la jambe reposant à moitié sur un fauteuil. Il effectue une rotation interne de la jambe sans flexion du genou. Le demi-tendineux doit être actif sans activité du biceps femoris qui est rotateur externe.
Biceps - femoris	Le sujet a le genou fléchi à 90 °, la jambe reposant à moitié sur un fauteuil. Il effectue une rotation externe de la jambe sans flexion du genou. Le biceps femoris doit être actif sans activité du demi-tendineux.
Gastrocnemius medialis	Le sujet a le genou fléchi à 90 °, la jambe reposant sur un fauteuil. La cheville étant relâchée, il effectue une flexion au genou alors que l'expérimentateur applique une résistance au niveau du pied distal. Le muscle soleus doit être inactif.

2.6. Traitement des données

Les logiciels « KINGAIT » (Mishac Kinetics, Waterloo) ont été utilisés pour effectuer les calculs cinématiques et cinétiques en trois dimensions. Les variables mesurées à l'aide de ces logiciels sont : les longueurs bilatérales du cycle de marche (entre les points de contact

consécutifs du talon du même pied) et la vitesse de marche (dérivée de la trajectoire du CM du pelvis dans le plan sagittal).

Les données brutes des marqueurs cinématiques ont été filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth à une fréquence de coupure de 6 Hz pour éliminer les bruits de haute fréquence liés à l'oscillation des marqueurs fixés sur la peau. Une fréquence plus basse aurait pu être utilisée pour les marqueurs de la hanche et du tronc, mais le filtrage de ces derniers à 6Hz ne devrait pas influencer de manière significative l'amplitude des patrons locomoteurs. Les données brutes cinétiques relatives aux deux plate-formes dynamométriques ont été filtrées lors du traitement des données avec un filtre passe bas Butterworth à une fréquence de coupure de 50 Hz pour enlever les bruits de haute fréquence. Les forces de réactions aux articulations et les moments de force ont été estimés à partir du logiciel KinGait (Michac, Inc) tandis que les puissances mécaniques musculaires locales ont été estimées à l'aide d'un programme maison (Visiolab, élaboré à l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec) en multipliant les moments de force nette par la vitesse relative aux articulations. Afin de représenter les patrons mécaniques musculaires, les moments et puissances nets ont été normalisés à 100% du cycle de marche à l'aide de la fonction spline de Matlab R12.

Le travail mécanique musculaire a été déterminé à l'aide d'un module élaboré dans MATLAB qui permettait, en utilisant la méthode des trapèzes, de mesurer les aires d'intérêt sous les courbes de puissance mécanique musculaire. Pour ces variables, la médiane des cinq meilleurs essais dans chacune des conditions expérimentales présentées était déterminée.

Les signaux EMG étaient filtrés à l'aide d'un filtre passe-haut de 50 Hz pour retirer les bruits de basse fréquence qui affectaient la ligne de base. Le biais (moyenne du signal) était

ensuite retiré des signaux avant qu'ils soient redressés et filtrés en utilisant un filtre Butterworth passe-bas avec une fréquence de coupure de 3 Hz. La fréquence de coupure de 3 Hz permettait notamment d'obtenir un signal dont le décalage est proche de celui du délai électromécanique complexe (Winter, 1991). Un seuil était ensuite retiré de chaque signal pour ramener la ligne de base à une valeur proche de zéro. Le calcul du seuil était déterminé à partir des signaux rectifiés lors de la condition de marche naturelle. L'écart-type de l'activité minimale durant le cycle de marche à cadence naturelle pour chaque muscle était préalablement déterminé. L'écart-type maximal sur les cinq essais dans la condition de marche à cadence naturelle était ensuite déterminé. La valeur seuil retiré à chaque signal était équivalente à quatre fois l'écart-type maximal. Le choix de quatre fois l'écart-type a été effectué à partir de l'observation de la ligne de base de l'enveloppe linéaire des différents signaux pour la durée du cycle de marche. Des valeurs croissantes du facteur de multiplication par l'écart-type ont ainsi été utilisées. Le facteur quatre a été retenu dans la mesure où il permettait, pour la majeure partie des signaux et des essais, de ramener la ligne de base à zéro ou en dessous de zéro. Les calculs relatifs à la co-contraction musculaire ont été effectués à partir du signal rectifié et intégré pour l'ensemble du cycle de marche. L'indice de co-contraction utilisé dans la présente étude permet une forme de normalisation de l'EMG dans la mesure où le niveau d'activité commune à deux muscles antagonistes est établi par rapport à l'activité totale de ces mêmes muscles. L'indice de co-contraction sera présenté dans la prochaine section.

2.6.1. Calcul des indices de co-contraction

La méthode utilisée dans la présente étude pour le calcul des indices de co-contraction est inspirée de l'étude réalisée par Falconer et Winter (1985) qui proposent l'équation suivante :

$$I_{co}(\%) = (2 * \int EMG_{com}(t) dt / \int EMG_{tot}(t) dt) * 100 \quad \text{Équation 1}$$

où $EMG_{tot}(t)$ est la somme de l'enveloppe linéaire EMG des muscles agonistes et antagonistes, et $EMG_{com}(t)$ est l'activité EMG commune de ces mêmes muscles.

Cette méthode permet de déterminer pour chaque sujet une proportion du niveau de co-contraction dans le membre étudié. Les mesures effectuées ont permis de remarquer que les pourcentages de co-contraction mesurés dans les jambes et cuisses bilatérales sont comparables pour chaque sujet, pour les deux groupes expérimentaux et aussi entre les groupes expérimentaux. Le calcul de la co-contraction étant déterminé pour deux paires de muscles antagonistes, 12 cas étaient considérés conformément aux 14 canaux mesurés. Les tableaux qui suivent exposent les cas de co-contraction entre paires de muscles opposés pour lesquelles les indices de co-contraction ont été déterminés. Le tableau 3 représente les cas de co-contraction entre les muscles des loges antérieures et postérieures des cuisses bilatérales.

Tableau 3 : Cas de co-contraction entre les muscles bilatéraux des loges antérieures et postérieures des cuisses

		Cuisse loge antérieure droite (D), gauche (G)	
		Rectus femoris D, G	Vaste externe D, G
Cuisse loge postérieure	Biceps femoris D, G	Cas 1, 7	Cas 3, 9
	Semi-tendinosus D, G	Cas 2, 8	Cas 4, 10

Le tableau 4 représente les cas de co-contraction entre les muscles des loges antérieures et postérieures des jambes bilatérales.

Tableau 4 : Cas de co-contraction entre les muscles bilatéraux des loges antérieures et postérieures des jambes

Jambe loge postérieure		Jambe loge antérieure droite (D), gauche (G)
		Tibialis antérieur D, G
	Gastrocnemius D, G	Cas 5, 11
	Soleus D, G	Cas 6, 12

Préalablement au calcul des indices de co-contraction, le cycle de marche était subdivisé en phases initiale et finale de l'oscillation.

Pour les membres droit et gauche, la phase initiale d'oscillation débute lorsque le bout du pied quitte le sol et se termine lorsque le bout du pied atteint le milieu de la phase d'oscillation. La phase finale d'oscillation débute avec le bout du pied en milieu de phase d'oscillation et se termine lorsque le pied reprend contact avec le sol.

Pour chaque phase, les aires où les deux muscles étaient actifs (supérieurs au seuil défini ci-dessus) simultanément, étaient déterminées. Ces aires étaient ensuite sommées pour déterminer la contribution de chaque muscle à la co-contraction dans la phase. La figure 5 représente l'activité électrique des muscles de la cuisse (A) et de la jambe (B) au cours des phases initiale et finale de l'oscillation. À titre d'illustration, dans la section C de la même figure, les activités EMG des muscles semi-tendineux et rectus femoris durant la phase initiale d'oscillation ont été superposées. La zone grise, qui est la zone d'activité commune aux deux muscles, correspond à la co-contraction exercée par le rectus femoris.

Le calcul de l'indice de co-contraction (I_{co}) était déterminé par l'équation 1. Une fois les indices de co-contraction déterminés pour les phases ciblées, le niveau de co-contraction médian dans la cuisse et dans la jambe était déterminé en calculant la médiane des indices de co-contraction calculés à partir des muscles antagonistes de la cuisse et de la jambe. L'indice de co-contraction médian parmi les cinq essais de la phase initiale et finale était ensuite déterminé pour la cuisse et pour la jambe.

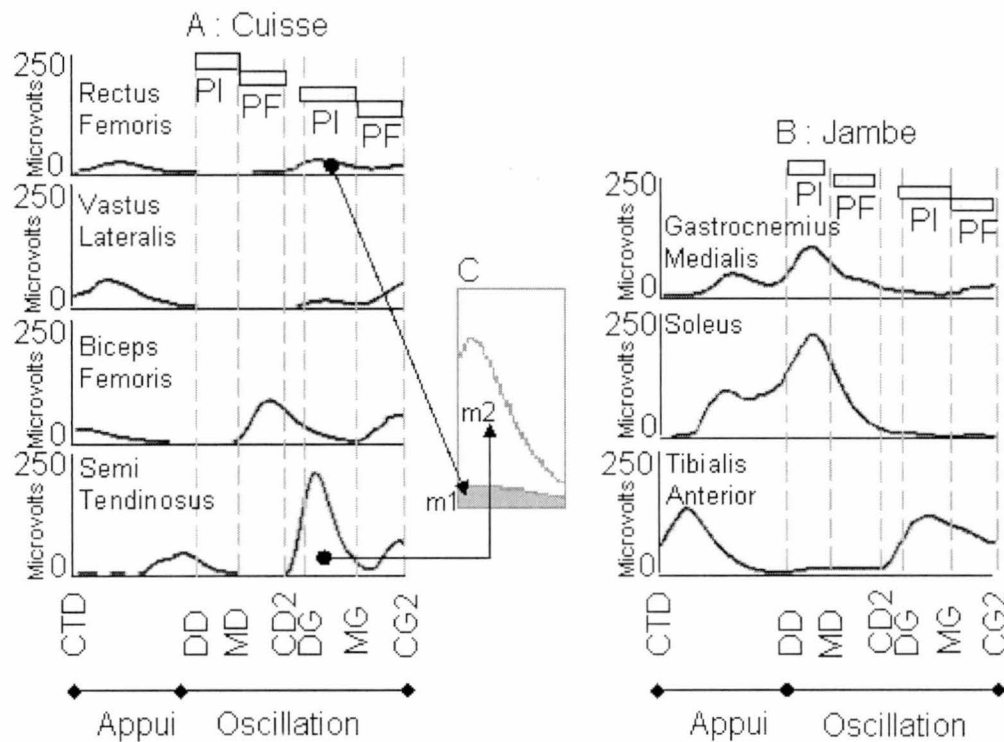


Figure 7 : Illustration des phases initiales (PI) et finales (PF) d'oscillation au cours desquelles les indices de co-contraction dans la cuisse (A) et dans la jambe (B) ont été mesurés. CTD=contact talon droit, DD=décollage du pied droit, MD=milieu de la phase d'oscillation droite, CD2=deuxième contact talon du pied droit, DG=décollage du pied gauche, MG=milieu de la phase d'oscillation gauche, CG2= deuxième contact talon du pied gauche. Un cas de co-contraction entre le Rectus Femoris (m1) et le Semitendinosus (m2) au cours de la phase initiale d'oscillation est illustré en médaillon (C).

2.6.2. Traitement statistique

En raison du faible nombre de sujets et de la distribution asymétrique de certaines

variables, des tests non-paramétriques ont été employés pour effectuer les différentes comparaisons. Lorsqu'elle semblait être un facteur important, la variabilité intra-groupe a été déterminée en utilisant pour chaque sujet la valeur absolue de la différence entre la valeur de la variable étudiée et la valeur médiane du groupe pour cette même variable. Le test de Mann-Whitney a permis de déterminer les différences entre groupes actifs et non actifs tandis que le test de Friedman a été utilisé pour effectuer les comparaisons entre les trois conditions expérimentales. L'analyse post hoc a été réalisée avec le test de Wilcoxon. Le niveau de signification a été établi à 0,05 pour tous les tests. Dans le cas du test post hoc de Wilcoxon, le niveau de signification de 0,05 a été conservé pour être moins sévère, dans la mesure où un test de Friedman était toujours effectué auparavant pour déterminer la présence de différences entre les trois conditions expérimentales.

2.7. Justification de la taille de l'échantillon

La restriction du nombre de sujets à huit sujets par groupe est liée aux difficultés de recrutement et à la limitation du temps alloué à la cueillette et au traitement des données. Néanmoins, cette restriction ne devrait pas affecter la qualité de la présente étude qui est avant tout exploratoire.

2.8. Considérations éthiques

Avant d'effectuer le recrutement des sujets, la présente étude a été approuvée par le comité d'éthique de l'IRDPQ (cf. annexe B). Préalablement à leur participation à l'étude, les sujets ont tous été invités à signer un formulaire de consentement leur exposant le but de la

recherche et décrivant la nature de leur implication. Le formulaire de consentement (cf. annexe B) avisait aussi les sujets des avantages et des risques associés au projet de recherche.

CHAPITRE 3 : RÉSULTATS

3.1. ARTICLE 1:

WHAT IS THE ROLE OF ADAPTED MECHANICAL POWER PATTERNS FOR LIMB ELEVATION VERSUS LIMB PROGRESSION DURING OBSTACLE AVOIDANCE?

Soumis à Journal of Motor Control

Assane Niang^{1,2} and Bradford J. McFadyen^{2,3}

¹Sherbrooke University Geriatric Institute, Sherbrooke, Canada

²Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration

³Rehabilitation Department, Laval University, Québec, Canada

ABSTRACT

The roles of energetic patterns about the lower limb joints for elevation versus progression during obstacle avoidance are not fully understood. In the present study, bilateral, inverse dynamic analyses were used to study the effects of the combined contexts of the proximity (lead versus trail limb) and height of the obstruction on specific mechanical power bursts. Ten, young adult, male subjects walked at their natural speed during unobstructed walking and the avoidance of moderately high (10% of lower limb length) and high (30% of lower limb length) obstacles. Only the sagittal plane patterns are presented here. As part of the anticipatory avoidance strategies around toe-off, hip flexor generation power was often delayed until later in swing for the trailing limb, particularly during the avoidance of the high obstacle. The previously shown knee flexor strategy at toe-off always dominated obstacle avoidance gait, emerging from the decreasing knee extensor absorption burst to the point of the latter's elimination at toe-off and its reappearance in mid-swing for the trailing limb. Little differences were seen for ankle push-off power except an increase with obstacle height for the trail limb. The results suggest that the more proximal hip joint is dedicated to limb advancement only, while the knee mechanical powers are directly involved first in limb elevation and then in the control of knee flexion. Bilateral ankle push-off powers confirmed previously reported data for control of forward gait velocity.

INTRODUCTION

Inverse dynamic approaches have been used for some time (e.g., Elftman, 1939; Bresler and Frankel, 1950) to estimate net moments of force acting about a joint. Such analyses have been important to understanding how segments are controlled during such gait activities as level

walking (e.g., Winter, 1991; Eng and Winter, 1995) and obstacle avoidance (e.g., Chou and Draganich, 1997, McFadyen and Winter, 1991; Patla and Prentice, 1995). The analysis of mechanical power has also been shown by many of these same studies to be very informative for beginning to understand the contribution of certain dynamic patterns for forward progression, elevation and support. Yet, the roles of energetic patterns about the lower limbs joints for such common gait adaptations as obstacle avoidance are still not fully understood.

Since earlier work by Winter (1983), it has been confirmed that plantar flexor muscles generate energy to push the body forward for level, unobstructed walking (e.g., Kepple et al., 1997; Neptune et al., 2001; Sadeghi et al., 2001). During obstacle avoidance, Chou and Draganich (1997) showed that the ankle moment of force in late stance (associated with the push-off power) was increased as obstacle height increased. Studies by Begg et al. (1998) and Patla and Rietdyk (1993) showed that both the braking and propulsive horizontal ground reaction forces increase for the trailing limb as a function of obstacle height. In contrast, McFadyen et al. (1993) found that when only one limb is obstructed, the amplitude of the ankle push-off power did not change with respect to the proximity of the foot to the obstacle. None of the above mentioned papers have specifically discussed the role of ankle push-off for obstacle avoidance.

During the transition into the swing phase, negative power associated with energy absorption by the knee extensor muscles is assumed to prevent knee joint collapse and provide deceleration of backward leg swing (Winter, 1991; Judge et al., 1996). Few other studies have directly discussed the role of this knee absorption power burst during unobstructed walking. When avoiding obstacles, knee absorption power at toe-off decreases with closer proximity of the foot to the obstacle (McFadyen et al., 1993). This observation is supported by the decrease in external knee flexor moment at the end of stance with decreased toe-obstacle distance (Chou and

Draganich, 1998). The knee absorption burst has even recently been shown to disappear for the trailing limb in certain cases (McFadyen et al., 2001; McFadyen and Prince, 2002). There is also an inverse relationship of the related moment (Chou and Draganich, 1997) and power (McFadyen and Winter, 1991) data with obstacle height. These observations raise questions about the necessity and role of the knee extensor absorption power during gait in general, and its role during obstacle avoidance specifically. Concurrent with the decreased knee extensor absorption power at toe-off for obstacle avoidance, is the robust emergence of a knee flexor generation that is clearly for increasing lower limb elevation (knee flexor strategy; McFadyen and Winter, 1991; Patla and Prentice, 1995).

At the hip joint during unobstructed walking, flexor generation at toe-off provides so-called “pull-off” energy (Winter, 1991) to pull the thigh up and forwards, and to transfer energy to the leg (Winter and Robertson, 1978). It has also been suggested that this hip flexor energy can also provide some body propulsion (Judge et al., 1996; Sadeghi et al., 2001). During lead limb obstacle avoidance, hip flexor power at toe-off has been shown to decrease with a unilaterally placed obstacle (McFadyen and Winter, 1991), but to remain unchanged for a bilateral obstruction (McFadyen and Carnahan, 1997). This hip power burst was shown to decrease for obstacles close in proximity to the foot (McFadyen et al., 1993), like that expected for a trailing limb. This observation was supported by the decreased associated external hip extensor moment with increased obstacle height (Chou and Draganich, 1998). Also, McFadyen and Winter (1991) proposed, and Patla and Prentice (1995) proved, that increased hip flexion during obstructed gait was due to intersegmental contributions from the knee flexor strategy rather than from the hip flexor group. If the so-called hip “pull-off” power is not involved in limb elevation, it must be dedicated more to forward progression, but how does this happen when

this hip power burst is diminished during obstructed walking, particularly for higher obstacles closer in proximity to the foot?

As discussed above, lower limb mechanical power patterns for obstacle avoidance are generally re-organized from unobstructed walking in relation to the context of the height and proximity of the obstruction. Except for the robust knee flexor generation that is used for limb elevation, the involvement of the other adaptations for limb elevation versus progression is still not fully understood. To continue this study, the present work contrasted the adaptations in power patterns and amplitudes between unobstructed walking and the avoidance of moderate and high obstacles. It was hypothesized that the hip flexor generation (“pull-off”) power is used for forward limb progression and not elevation. In this respect it was expected that the increased risk presented by a high obstacle close in proximity to the foot will require a delay of this hip power until clearance has been attained. Also, it was hypothesized that the knee extensor absorption power at toe-off would be only used for the control of knee flexion and not be necessary for preventing limb collapse. Given this hypothesis, it was expected that when greater limb elevation is required, such as for a high obstacle close in proximity, the K3 power would always be eliminated at toe-off to allow knee flexion. Finally, no modifications to the ankle power patterns were expected, but amplitude changes across conditions were hypothesized to confirm the ground reaction force impulse data previously reported.

METHODS

Ten young male subjects were recruited and provided signed consent to participate in this study. The subjects ranged in age from 21 to 43 years (median age of 35.5 years), in height from 1.71 to 1.88 m (median height of 1.79 m) and in body mass from 60.5 to 97 kg (median mass of

83.45 kg). Vision of the subjects was normal or corrected-to-normal as tested by the Snellen vision test.

Before data collection, subjects were instrumented by placing triads of infrared markers (Optotrak 3020) on each foot, leg, and thigh, and on the pelvis and trunk. Particular anatomical points were also digitized to allow the calculation of principle axes of motion and to estimate joint centres of rotation and centers of mass for each segment (KinGait, Mishac Inc.). Subjects then walked at their natural pace for five trials each during unobstructed gait, and during the avoidance of moderate (10% of lower limb length) and high (30% of lower limb length) bilateral obstructions that were 122 cm wide and 2 cm deep. Two force platforms (AMTI) recorded ground reaction forces under each limb during level walking and prior to obstacle clearance.

Force data were filtered at 50 Hz, while IRED marker data were filtered at 6 Hz using a fourth order, zero lag, Butterworth filter in both cases. Gait speed was calculated for each trial as the forward velocity of the body center of mass during the lead and trail strides. Average gait speed was also calculated for the periods related bilaterally to ankle power absorption and generation in middle to late stance, to compare to ankle push-off power results. Joint reaction forces and generalized net muscle moments of force were estimated through inverse dynamic analyses (KinGait, Mishac Inc.). Net muscle power was calculated as the product of the moment of force and relative angular velocity at each joint. The areas under specific power bursts were calculated, using a trapezoidal integration, to determine the mechanical work performed. The targeted bursts were ankle plantar flexor generation at the end of stance (A2; “push-off”), knee extensor absorption around toe-off (K3), knee flexor generation around toe-off (K5), hip flexor generation around toe-off (H3; “pull-off”), and any newly observed knee extensor absorption and hip flexor generation powers that appeared in mid-swing. Kinetic and energetic values were

normalized to body mass for each subject. The number of subjects using each burst was compiled based on a minimum average work of 0.005 joules/kg for each condition.

Given the distribution of the data for certain variables, the Friedman non-parametric test was chosen for comparisons across conditions. The significance level was set to less than or equal to 0.05. Post-hoc analyses were performed using the Wilcoxon tests.

RESULTS

Despite a trend towards slowing, forward gait speed during the crossing of both limbs was not significantly different across conditions (Figures 1A, B). The interquartile ranges were quite similar showing that median differences were mainly due to only a few subjects. It was also found that the speed associated with the deceleration phase in mid-stance was unchanged across conditions for the leading limb, but decreased with obstacle height for the trailing limb (Figures 1C, D). Gait speed during lead push-off was unchanged across conditions for both limbs (Figures 1E, F).

Moment and power patterns at the ankle were virtually unchanged across conditions and between limbs (Figures 2A to F). As expected, the “push-off” generation power burst (A2) at the end of the stance phase, associated with a plantar flexor moment, was present for both limbs and all conditions (Figure 2G).

At the knee joint, moment and power patterns changed with the context of the obstruction and limb used (Figures 3A to F). Every subject showed the knee flexor strategy (K5; Figures 3C to G) at toe-off for obstacle clearance by both limbs. The lead limb knee extensor absorption

power around toe-off (K3) was eliminated by five subjects for the moderate obstacle and by nine subjects for the high obstacle (Figure 3 H). The trail limb K3 power burst was eliminated at toe-off by all subjects for both obstacle heights (Figure 3 H). In all subjects, this latter result was accompanied by the re-emergence of absorption by the knee extensors in mid-swing (Figure 3D, F, I). This delay in the knee extensor absorption power burst until mid-swing has not been observed before and is referred to here as K3D.

Moment of force and power patterns at the hip joint also changed in relation to obstacle height and limb used (Figures 4A to F). The hip “pull-off” power (H3) at toe-off was always part of the lead limb dynamics across conditions (Figures 4A, C, E, G). The trail limb H3 power was less prominent (Figures 4B, D, F) and found to be completely eliminated by one subject during moderate obstacle clearance, and by seven subjects for the high obstacle (Figure 4G). Nine subjects showed a trail hip flexor generation burst in mid-swing for the moderate obstacle (H3D; Figures 4D, H) and all subjects used this newly observed mid-swing power for the high obstacle (Figures 4F, H).

The mechanical work associated with the area under the A2 power burst at the ankle only showed minor changes with gait context (Figure 5A, B). There were no differences found for the lead limb (Figure 5 B), but for the trail limb, both obstacle conditions resulted in slightly greater work as compared to the unobstructed condition. There were no significant differences, however, between the obstacle height conditions or between the leading and trailing limbs for any condition.

The knee flexor generation power burst increased with obstacle height and was higher for the trail versus the lead limb (Figure 6A, B). For both limbs, when the K3 burst was present, it

was significantly decreased during obstructed walking (Figures 6C, D). The delayed trail absorption burst (K3D) during obstacle avoidance was significantly increased with obstacle height (Figure 6E).

Finally, the lead H3 hip power was virtually unchanged across conditions for the lead limb (Figure 7B), but significantly decreased for the obstacle conditions for the trail limb, tending to be lowest during clearance of the high obstacle (Figure 7A). The delayed H3D trail limb flexor generation power in mid-swing significantly increased with obstacle height (Figure 7C).

DISCUSSION

Muscle power patterns reveal the function of the net moment of force control about a joint. The nature of such patterns in relation to limb elevation versus advancement during different contexts of obstructed walking is still not completely understood. The present study has shown that most changes in the amplitude and patterning of mechanical power with respect to limb proximity and obstacle height are found at the hip and knee joints. In particular, at toe-off and in swing, hip flexor generation is related more to limb progression, knee extensor absorption is for control of knee flexion, and ankle plantar flexor generation before toe-off is for forward body progression. The knee flexor strategy remains the important elevator of the limb.

The invariant moment of force and power patterns at the ankle suggests that the plantar flexor muscles maintain their role across gait contexts. The fact that A2 mechanical work was unchanged for the lead limb, but increased slightly without increased gait speed for the trail limb during obstructed walking, corroborates previously reported trail limb propulsive impulse data (Begg et al., 1998; Patla and Rietdyk, 1993). An explanation as to why trail push-off power

increases but speed does not, could be that subjects were compensating for an earlier deceleration in the stance phase. Indeed, decreased forward speed was observed preceding push-off during trail limb avoidance, with maintained speed during the actual push-off phase. Thus, it appears that augmented trail push-off power before avoidance maintains overall walking speed, and the A2 power burst robustly controls forward progression across the different contexts of obstructed walking.

The present observations of the emergence and increase in knee flexor power at toe-off with increased obstacle height and closer proximity to the obstruction further confirms the robust nature of this knee strategy. The hypothesis that the extensor absorption K3 power burst would be eliminated at the end of stance for the high obstacle was confirmed, although this phenomenon was also observed in many cases for the moderately high obstacle. Although this loss of K3 around toe-off has been observed before (McFadyen et al., 2001; McFadyen and Prince, 2002), it has never been specifically discussed. Despite the loss of K3 power at toe-off, subjects maintained forward walking speed without limb collapse and even increased the trail limb A2 power. Therefore, the K3 burst is not crucial for minimizing knee flexion caused by ankle push-off (Judge et al., 1996) when such flexion is desired, and does not appear to be necessary to control for limb collapse as suggested (Winter, 1991). Further, when K3 disappeared, it was often accompanied by the emergence of a knee extensor absorption power in the form of K3D in mid-swing. This suggests that the K3 knee extensor absorption power is more likely to be delayed than simply eliminated. The K3 absorption burst functions to reverse knee flexion caused by multiarticular effects such as from the ankle A2 power (Judge et al., 1996) or hip H3 power (Winter and Robertson, 1978) at toe-off, when such flexion is not desired. The newly observed K3D power probably controls for the effects of the active knee flexor strategy and of the concurrent delayed hip flexor generation (H3D). From what is seen in the literature

(McFadyen et al., 2001), children would appear to exploit this eliminated K3 power at more moderate obstacles in order to compensate for a lower knee flexor strategy.

At the hip joint, the results supported the hypothesis of a delayed trail flexor generation burst in swing in response to a weakening or eliminated hip “pull-off” response at toe-off for the high obstacle. Taken together with the constant amplitude maintained for the leading limb as limb elevation requirements increased with obstacle height, it appears clear that these data support the role of the hip flexor generation power for limb forward progression and not elevation. This is particularly true for the trail limb where its decrease or elimination is necessary because it would otherwise result in contact with the obstacle. The locomotor control system begins, therefore, with the elevation by knee flexor power while decreasing, and even eliminating, the trail hip flexor power at toe-off only to re-establish it in mid-swing (H3D). Thus, a hip flexor generation power is always necessary for forward progression of the limb, but not necessarily essential to the initiation of the swing phase, especially during obstacle avoidance where the knee flexor strategy can provide the role of “pull-off”.

For the subjects that used both H3 and H3D powers with the trail limb, the H3 burst was significantly decreased and, as seen in the power data in Figure 4D, appeared before the swing phase only to be immediately followed by a hip extensor absorption burst that would control hip flexion until clearance is achieved. This initial H3 burst may be used to begin movement of the limb over the forefoot, but is arrested until clearance is achieved and it can safely be re-established to pull the limb through later in swing keeping with the role of such hip flexor activity for lower limb advancement.

The present study is based on the estimate of net moments of force and mechanical powers as derived from inverse dynamics. Although these are accepted methods, certain limitations have been recently discussed (cf., Hatze, 2002; Kuo, 1998). In addition, such analyses do not allow the study of contributions of specific muscles and has been limited to the generation and absorption, and not transfer of energy only.

In summary, although the patterning of power bursts associated with limb elevation and progression are dependent on the context of the locomotor adjustment required (height and proximity of the obstruction), the roles of the generation and absorption power bursts are relatively consistent. The knee flexor strategy remains robust for elevating the limb for obstacle avoidance, the knee extensor absorption power burst is used to control knee flexion, and the hip flexor generation burst is used to advance, but not elevate the limb. As well, ankle push-off patterns are virtually unchanged across gait contexts with slight changes in trail limb amplitudes to maintain forward velocity during leading limb crossing. The effects of age and neurological impairments on these patterns, particularly the more complex patterning for the trail limb, need to be further explored.

Acknowledgements:

Technical assistance provided by Guy St-Vincent, François Comeau, and Martin Gérin-Lajoie. This work was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada. Mr. Niang received a PhD fellowship from CONFEJES, Sénégal.

References

- Begg R.K., Sparrow W.A., Lythgo N.D. 1998. Time-domaine analysis of foot-ground ,reaction forces in negociating obstacles. *Gait and Posture*. 7, 99-100
- Bresler, B. and Frankel, J. 1950. The forces and moments in the leg during level walking. *Transactions of the ASME*. 27-36.
- Chou L S, Draganich L F. 1997. Stepping over an obstacle increases the motions and moments of the joints of the trailing limb in young adults. *J Biomech*. 30, 331 337.
- Chou L.S., Draganich L.F., 1998. Increasing obstacle height and decreasing toe-obstacle distance affect the joint moments of the stance limb differently when stepping over an obstacle. *Gait and Posture*. 8, 186-204.
- Elftman, H. 1939. Forces and energy changes in the leg during walking. *Am J. Physiol.*. 125, 339-356.
- Eng J. Winter, DA 1995. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech*. 28, 753-758.
- Hatze H. 2002. The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *J Biomech*. 35, 109-115.
- Judge J.O., Davis, R.B., Ounpuu, S. 1996. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J. Gerontol.: Med. Sci*. 51A, M303-M312.
- Kepple, T.M., Siegel K.L., Stanhope S.J., 1997. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during stance. *Gait and Posture*. 6, 1-8.
- Kuo, A.D. 1998. A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations. *J Biomech Eng*. 120, 148-159.

McFadyen B J, Winter D A. 1991. Anticipatory locomotor adjustments during obstructed human walking. *Neuroscience Research Communications*. 9, 37-44.

McFadyen B J, Magnan G A Boucher J P. 1993. The anticipatory locomotor adjustments for avoiding visible fixed obstacles of varying proximity. *Human Movement Science*. 12, 259-272.

McFadyen B.J and Carnahan H. 1997. Anticipatory locomotor adjustments for accommodating versus avoiding level changes in humans. *Exp Brain Res*. 114,3.500-506.

McFadyen, B.J., Malouin, F., Dumas, F., 2001. The avoidance of obstacles during gait in children aged 7 to 9 Years. *Gait and Posture*. 13, 7-16.

McFadyen BJ Prince F. 2002. Avoidance and accommodation of surface height changes by healthy, community-dwelling, young, and elderly men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 57,4, B166-174.

Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*. 34,11,1387-1398

Patla A.E, Rietdyk S. 1993. Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion :effect of obstacle height and width. *Gait and Posture*. 1,45-60

Patla A, Prentice S. 1995. The role of active forces and intersegmental dynamics in the control of limb trajectory over obstacles during locomotion in humans. *Exp. Brain Res*. 106, 499-504.

Sadeghi H, Sadeghi S, Prince F, Allard P, Labelle H, Vaughan CL. 2001. Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait. *Clin Biomech*. 16, 688-695.

Winter, D.A., 1983 Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. *Clin. Orthopaedics Related Res*. 175, 147-154.

Winter, D.A., 1991. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. Waterloo Press, Waterloo, Ontario.

Winter, D.A., Robertson DG. 1978. Mechanical energy generation absorption and transfer amongst segments during walking. J Biomech. 13, 845-854.

Figure Captions:

Figure 1: Box plots showing the median and interquartile values for gait speed for unobstructed walking (NO) and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles over the total stride for the lead (A) and trail (B) limbs, over the mid-stance breaking period of the lead (C) and trail (D) limbs and over the late-stance propulsive period for the lead (E) and trail (F) limbs.

Figure 2: Mean moment of force (thin lines; Nm/kg; extensor positive/flexor negative) and muscle power (thick lines; Watts/kg; generation positive/absorption negative) patterns at the ankle joint across the stride normalized from heel contact to heel contact for the lead (A, C, E) and trail (B, D, F) limbs during unobstructed (A, B), moderate obstacle (C, D) and high obstacle (E, F) walking conditions. The number of subjects using the A2 (G) power burst across unobstructed walking (NO) and the avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles is presented for the lead (solid lines and squares) and trail (dashed lines and triangles) limbs.

Figure 3: Mean moment of force (thin lines; Nm/kg; extensor positive/flexor negative) and muscle power (thick lines; Watts/kg; generation positive/absorption negative) patterns at the knee joint across the stride normalized from heel contact to heel contact for the lead (A, C, E) and trail (B, D, F) limbs during unobstructed (A, B), moderate obstacle (C, D) and high obstacle (E, F) walking conditions. The number of subjects using the K5 (G), K3 (H) and K3D (I) power bursts across unobstructed walking (NO) and the avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles is presented for the lead (solid lines and squares) and trail (dashed lines and triangles) limbs.

Figure 4: Mean moment of force (thin lines; Nm/kg; extensor positive/flexor negative) and muscle power (thick lines; Watts/kg; generation positive/absorption negative) patterns at the hip joint across the stride normalized from heel contact to heel contact for the lead (A, C, E) and trail (B, D, F) limbs during unobstructed (A, B), moderate obstacle (C, D) and high obstacle (E, F) walking conditions. The number of subjects using the H3 (G) and H3D (H) power bursts across unobstructed walking (NO) and the avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles is presented for the lead (solid lines and squares) and trail (dashed lines and triangles) limbs.

Figure 5: Box plots showing the median and interquartile levels for normalized mechanical work (J/kg) associated with the A2 power burst of the lead (right) and trail (left) limbs for unobstructed walking (NO) and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

Figure 6: Box plots showing the median and interquartile levels for normalized mechanical work (J/kg) associated with the knee K5 (A, B), K3 (C, D) and K3D (E) power bursts of the lead (right) and trail (left) limbs for unobstructed walking (NO) and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

Figure 7: Box plots showing the median and interquartile levels for normalized mechanical work (J/kg) associated with the hip H3 (A, B), and H3D (C) power bursts of the lead (right) and trail (left) limbs for unobstructed walking (NO) and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

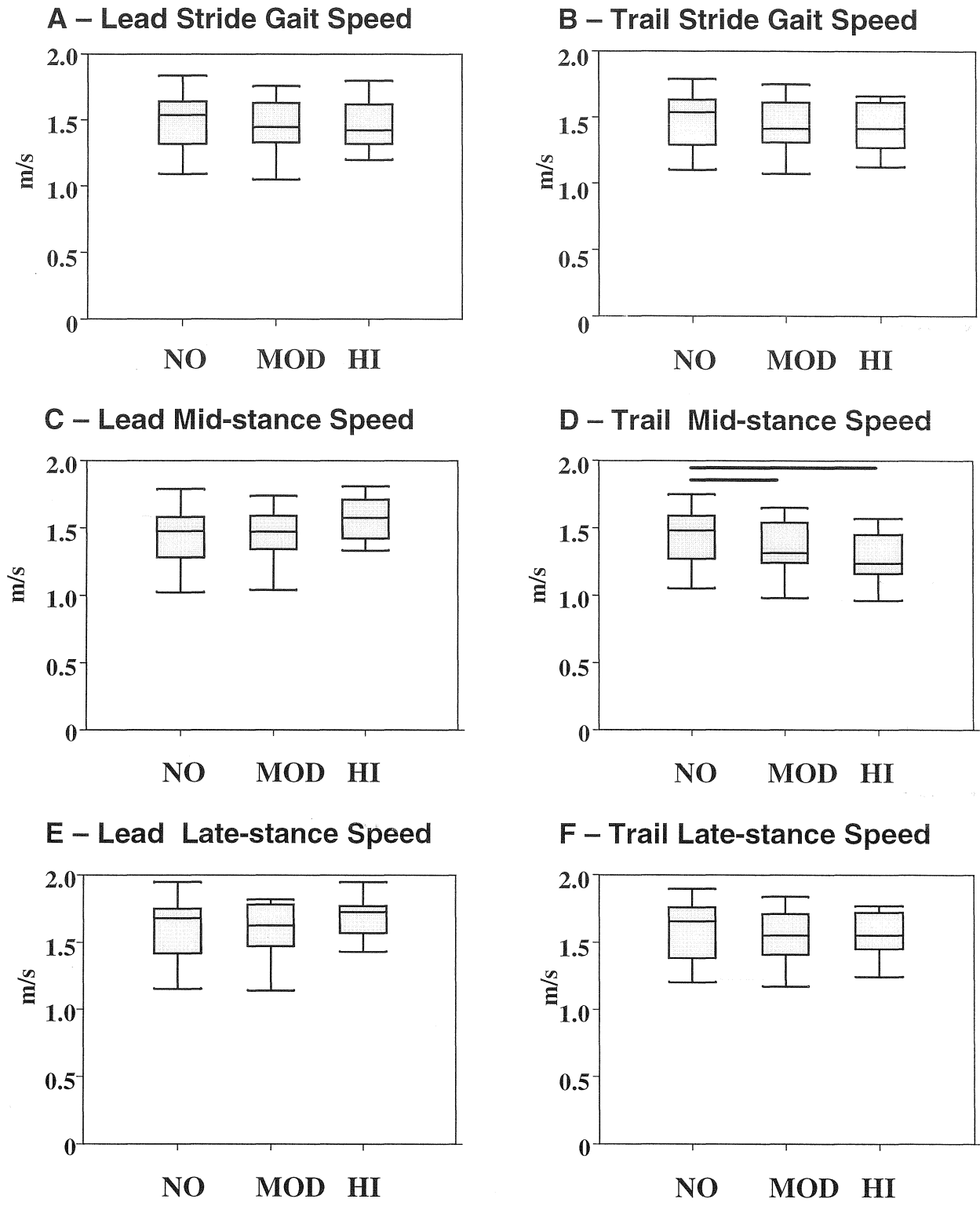


Figure 1

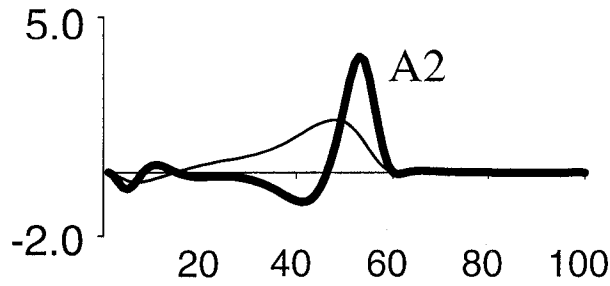
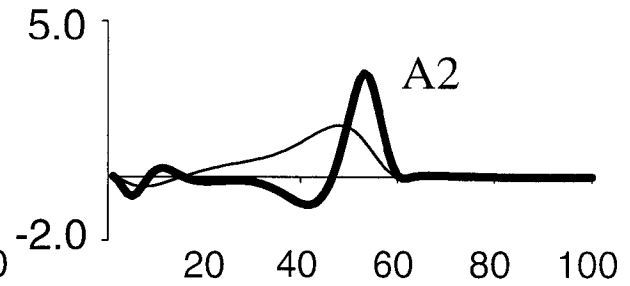
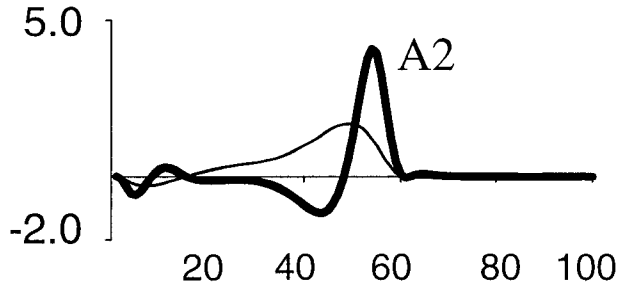
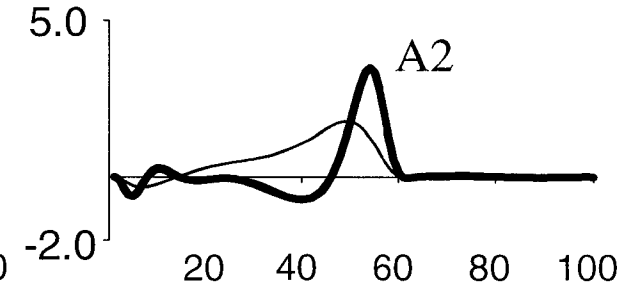
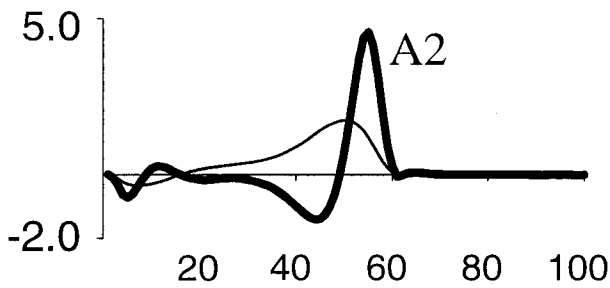
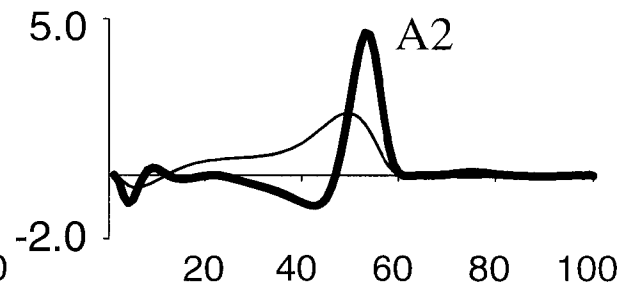
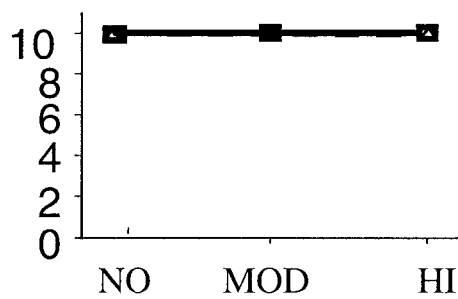
A - LEAD ANKLE-NO**B - TRAIL ANKLE-NO****C - LEAD ANKLE - MOD****D - TRAIL ANKLE - MOD****E - LEAD ANKLE - HI****F - TRAIL ANKLE - HI****G - A2**

Figure 2

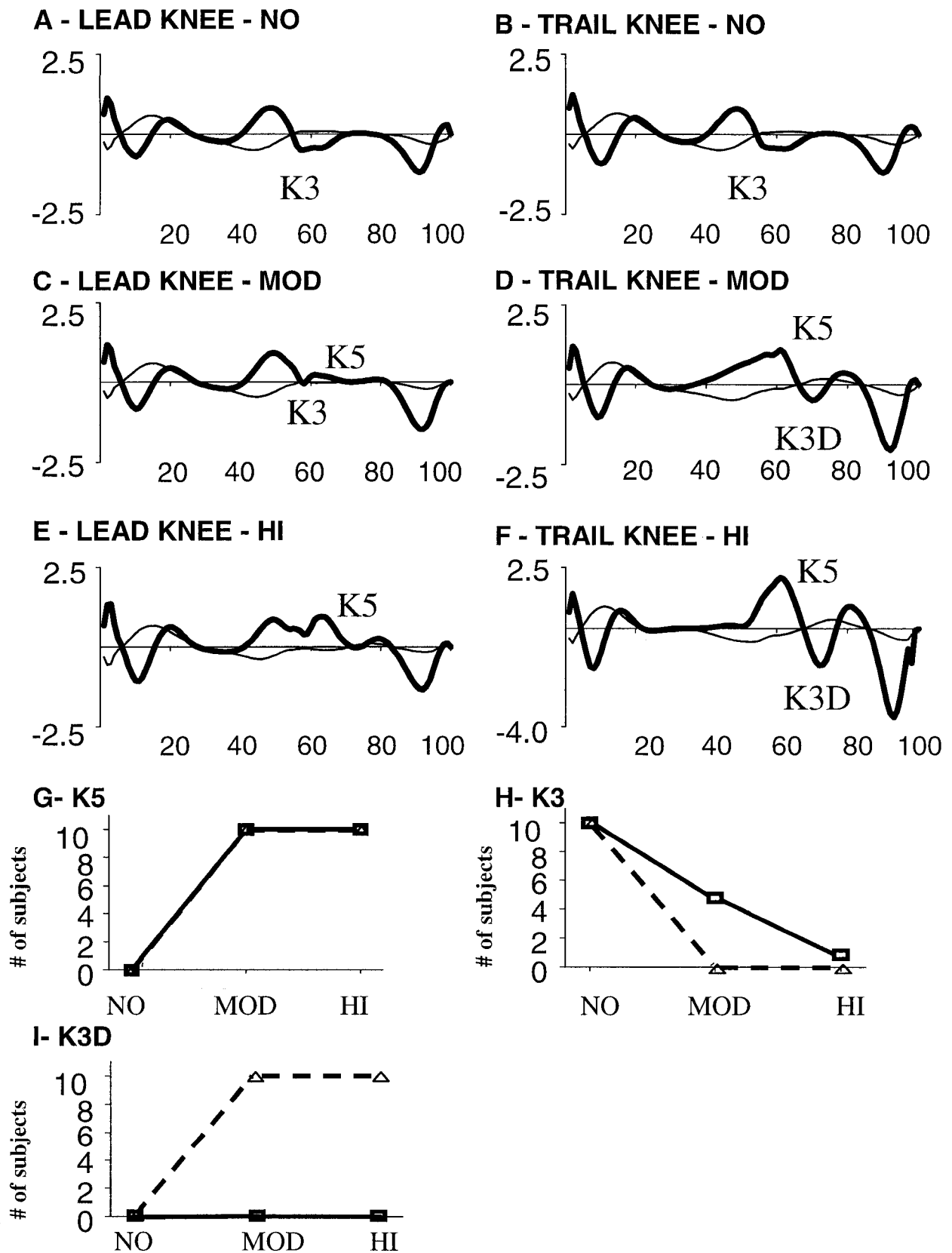


Figure 3

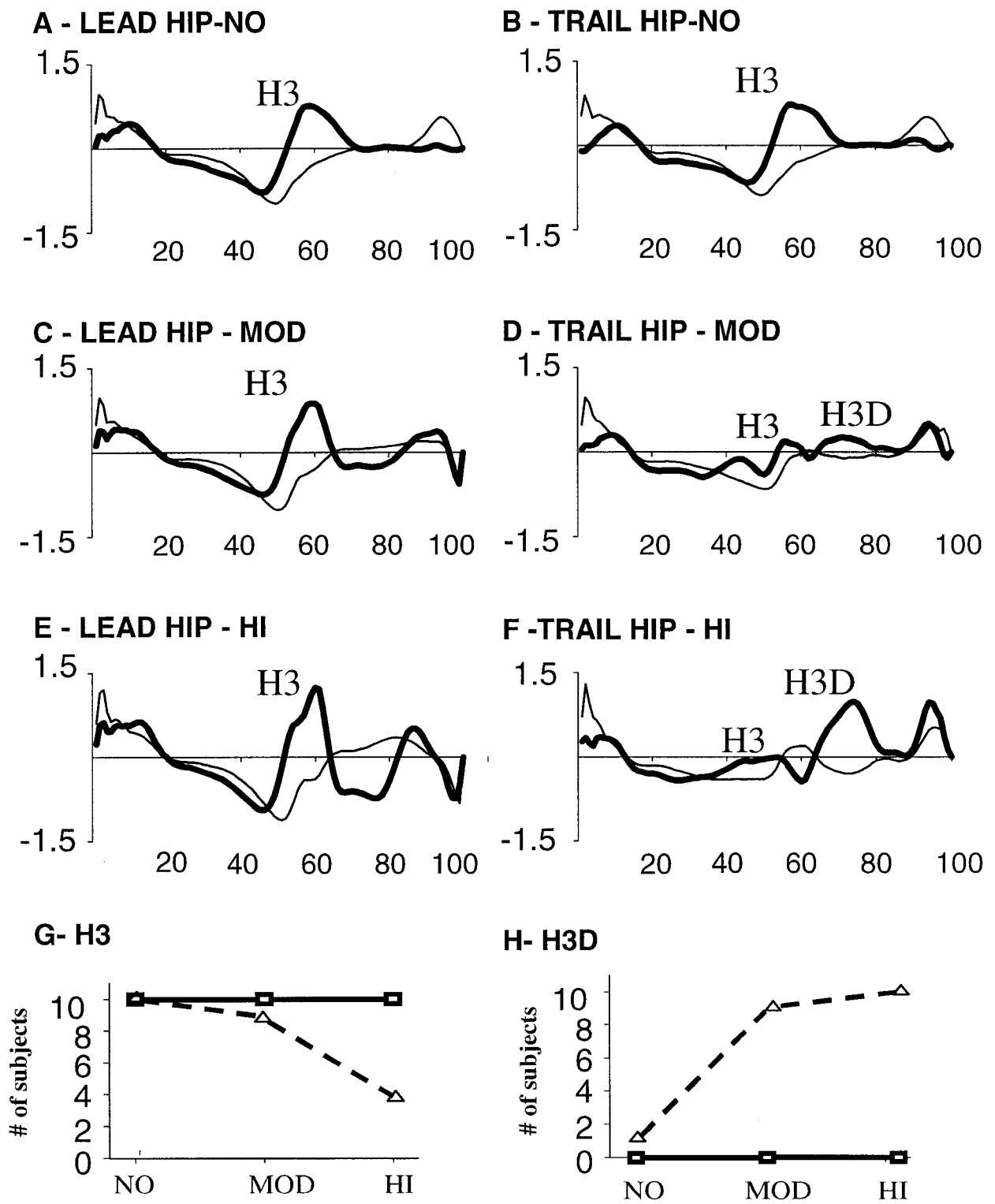


Figure 4

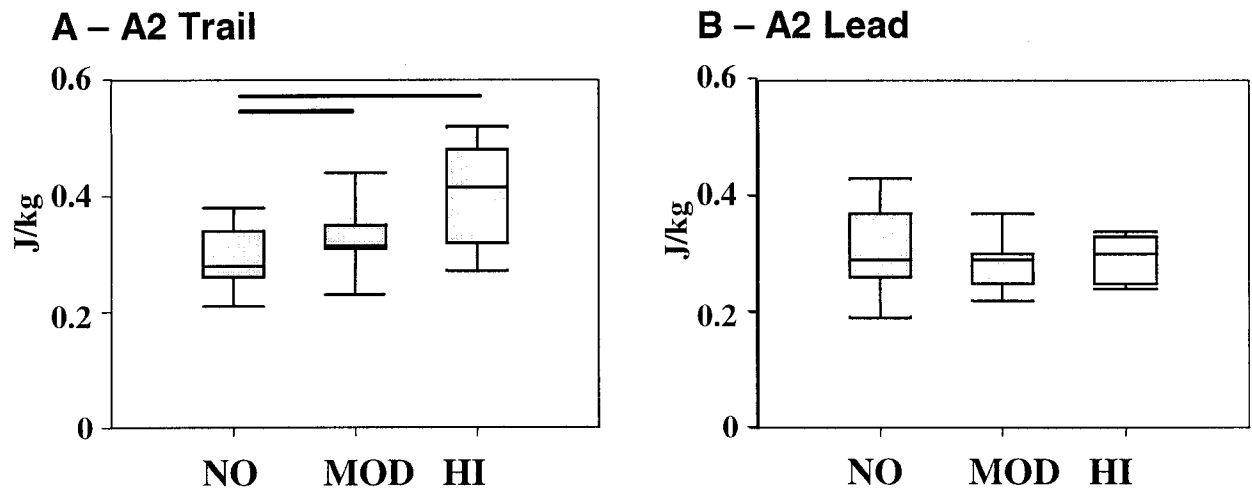


Figure 5

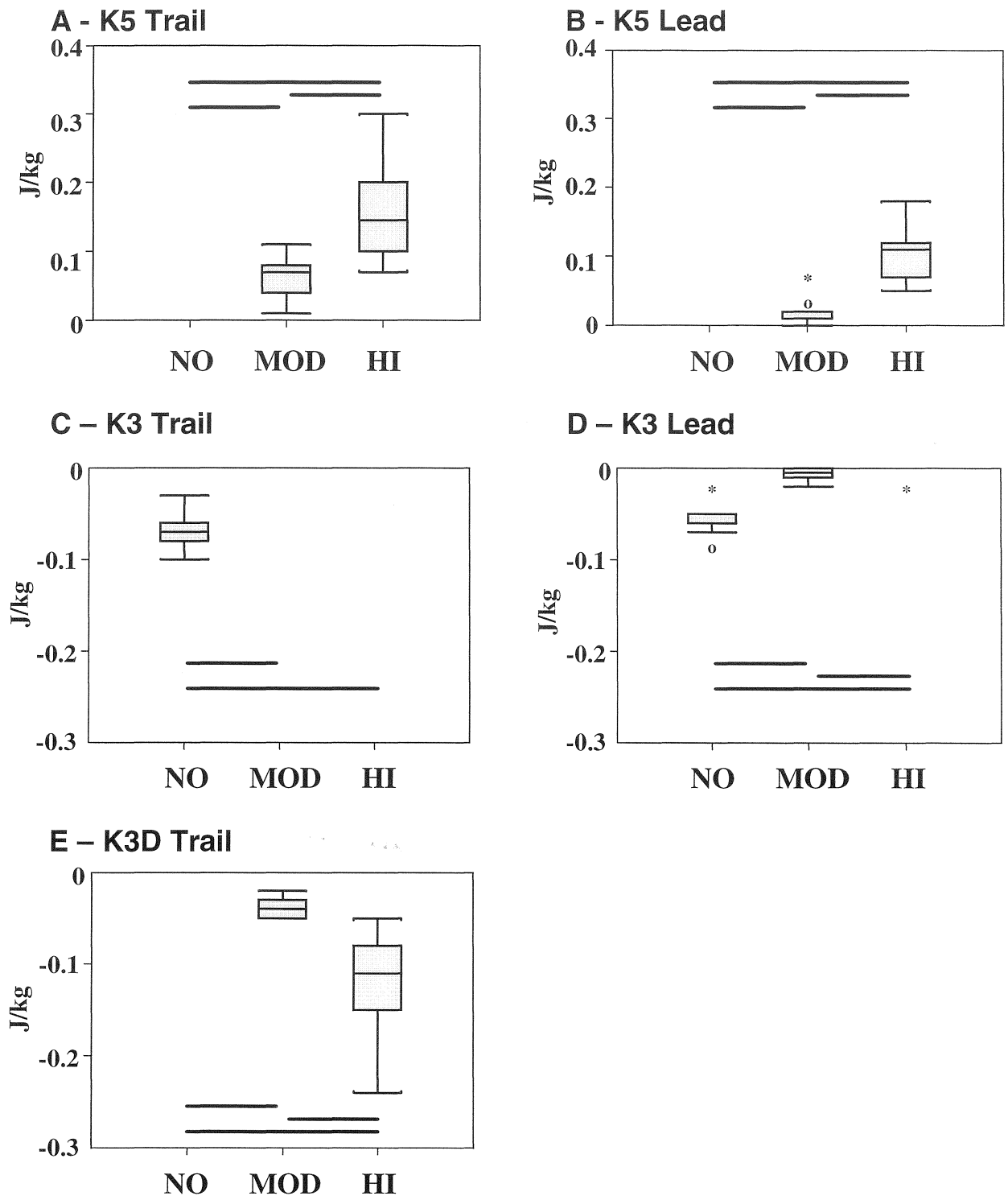


Figure 6

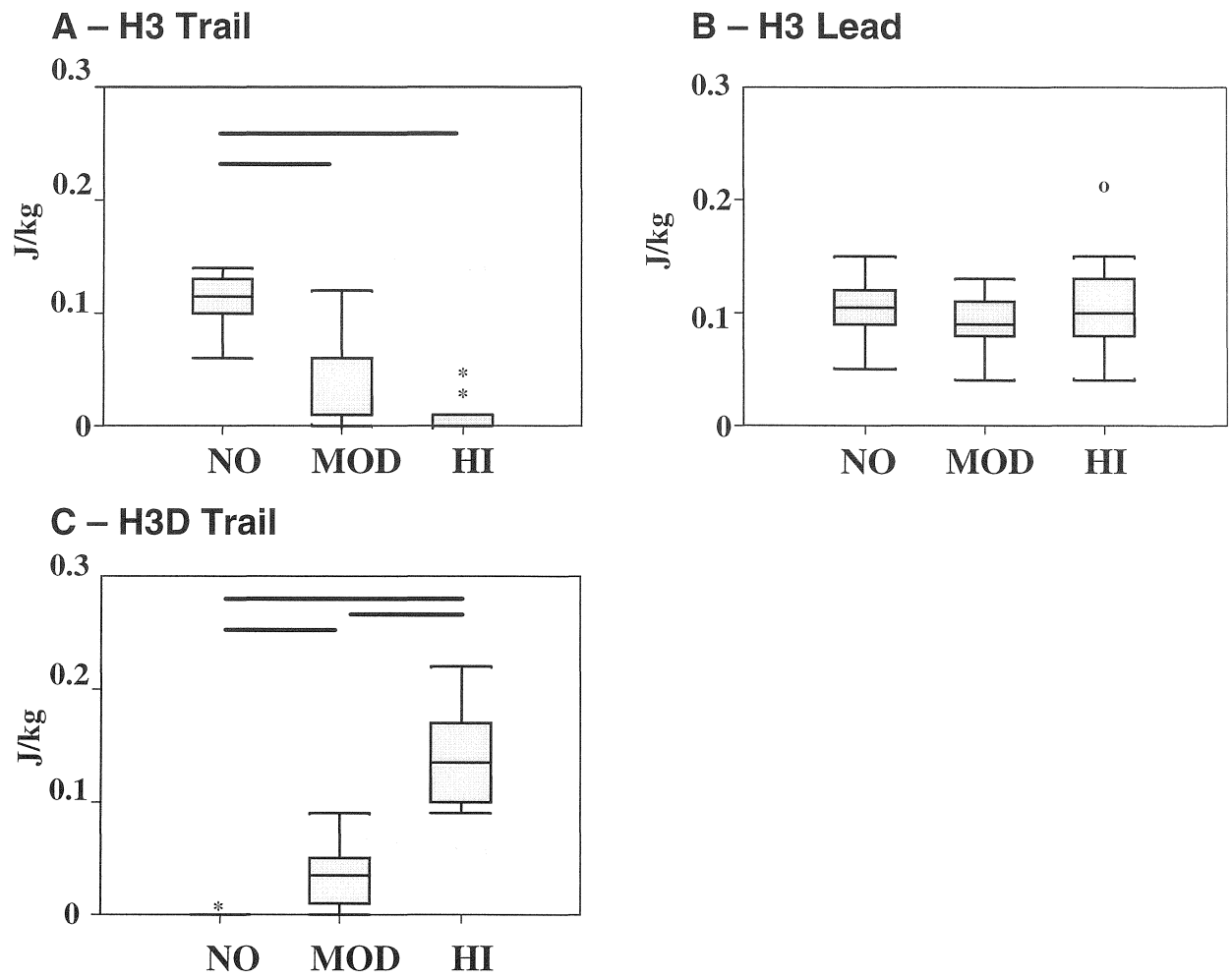


Figure 7

3.2. ARTICLE 2:**EFFECTS OF ONE'S PHYSICAL ACTIVITY LEVEL ON UNOBSTRUCTED AND OBSTRUCTED LOCOMOTOR PATTERNS IN YOUNG MALE ADULTS**

Soumis à Gait and Posture

Assane Niang^{1,2} and Bradford J. McFadyen^{2,3}

¹Sherbrooke University Geriatric Institute, Sherbrooke, Canada

²Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration

³Rehabilitation Department, Laval University, Québec, Canada

ABSTRACT

Current lifestyles and work habits are such that activity levels of people are quite varied. The goal of the present study was to evaluate the effect of one's physical activity level on locomotor behavior during unobstructed and obstructed walking by young adults. Sixteen adult males ranging in age from 22 to 44 years participated in the study. Subjects were assigned to either an active or inactive group using the "Baecke Questionnaire of Habitual Physical Activity" and the "Lipid Research Clinics Physical Activity" questionnaires. Three walking conditions at natural speed were studied including: level walking, avoidance of a moderately high obstacle set to 10% of the subject's lower limb length and avoidance of a high obstacle set to 30% of the subject's lower limb length. Kinematic and inverse dynamic analyses were performed to detail the locomotor strategies in the sagittal plane. The results demonstrated that physical activity has a significant impact on locomotor behavior in the young adults. Active subjects walked faster than the inactive subjects during both level walking and when crossing the obstacles with the lead limb. Gait speeds, however, were not significantly different between groups during trail limb avoidance. The same unobstructed and obstructed power burst strategies were used by both groups, although specific differences between groups were noted in their expression across conditions. The results suggest that locomotor behavior for level and obstructed environments are not homogeneous across the young adult population.

INTRODUCTION

Although research efforts are providing more information on adaptive locomotor behavior, many different characteristics including personal factors such as age, sex, weight, or activity level must also be considered. Care is often taken to control for age, gender and body

anthropometric characteristics, but the activity level of subjects is largely ignored. Lifestyles and work habits are such that the levels of activity across people are quite varied, even in young adults who are often used as control subjects in different studies. Therefore, it is important to understand how activity level affects locomotor capacity.

The use of inverse dynamics has provided a good understanding of the muscular control during locomotion. During level walking, patterns involved in the forward progression of the body at the three joints have been discussed by a number of studies over the years. Winter [1] has highlighted specific patterns at the three lower limb joints involved in forward propulsion by the ankle plantar flexors, support by the knee extensors and limb progression from hip flexors at the transition from the stance to the swing phases. The basic progress of the body by ankle “push-off” has been more recently supported by studies of induced accelerations of the body [2, 3]. Sadeghi et al. [4] have also proposed that the hip flexors provide some body propulsion in the transition from stance to swing.

While bilateral limb patterns are relatively symmetric during level walking, the avoidance of obstacles reveals contextual differences. At the ankle during obstructed walking, Begg et al. [5] demonstrated that both the braking and propulsive horizontal reaction forces of the lead limb were lower when compared to the trail limb. The propulsive ground reaction forces have also been found to increase as a function of obstacle height for the trail ankle, during the period of lead limb avoidance [5, 6]. In agreement with these data, Chou et al. [7] showed that the trail ankle moment of force in late stance associated with push-off increased with obstacle height.

At the knee joint, McFadyen and Winter [8] demonstrated that the knee extensor power absorption in late swing decreased with obstacle height in favor of an active flexion with a knee

power generation at toe-off. McFadyen et al. [9] also demonstrated that the knee absorption power at toe-off decreases for the obstacle closer in proximity to the foot (i.e., trail limb context). Chou and Draganich [7] reported similar results by showing a decrease in knee extensor external moment for obstacles close in proximity to the foot. Also, the knee absorption power at toe off was found to disappear during trail limb avoidance in children [10] and in some adults [11]. The active hip flexion at toe-off, also called “pull-off”, has been shown to remain stable during lead limb avoidance [12]. During trail limb avoidance, the “pull-off” power decreases for obstacles close in proximity to the foot (i.e. similar to the the trail limb) [9].

These anticipatory locomotor adjustments (ALAs) have been shown to be robust across populations of young adults [8, 9, 13], elderly subjects [11] and children [10]. However, significant variations in the specific patterns underlying the ALAs in children and elderly subjects, respectively at the levels of knee absorption and ankle push-off patterns, also suggest that the coordination between the lower limb joints that make up the ALA is somewhat dependent on subject characteristics. While changes across age groups may be expected, a recent study by Rosengren et al. [14], investigating the effect of activity level on obstacle avoidance during walking in an elderly population, reported that when compared to inactive subjects, active subjects had better balance and walked significantly faster. The study also reported that active subjects spent longer time in single limb support when avoiding moderate obstacles (maximum of 20 cm high) and spent shorter time in single limb support when clearing higher obstacles (40 cm height). However, step length was reported not to be different between the two activity groups. Others have also reported faster gait speeds in relation to increased activity level in elderly subjects [15, 16, 17, 18].

Although heterogeneity of physical capacity and related locomotor capacity has been shown for elderly subjects, no work to date has attempted to determine the effects of one's routine physical activity on locomotor capacity by young adult subjects. The purpose of the present work, therefore, was to study the effects of the activity level of young adults on the locomotor patterns expressed during both unobstructed and obstructed walking. It was first hypothesized that active subjects will demonstrate a higher gait speed as compared to inactive subjects during both unobstructed walking, and during the crossing of an obstruction with both the lead and trail lower limbs. It was also hypothesized that when avoiding obstacles, inactive subjects will demonstrate greater caution through higher lead and trail toe clearances, longer stride lengths and farther heel proximities after the obstacle in comparison to the active subjects. Finally, it was hypothesized that active subjects will demonstrate higher mechanical muscular work amplitudes for level gait as well as in association with anticipatory locomotor adjustments by the lead and trail lower limb joints during obstructed walking as compared to inactive subjects.

METHODS

A total of 16 male subjects between the ages of 22 and 44 years (median = 33 years) were recruited from a sample of convenience from the university community. Inclusion criteria were such that all subjects were required to be of a similar body mass index of around 25 and to have no known musculoskeletal or neurological problems. Subjects were divided into 2 equal groups according to their activity levels using the Baecke Questionnaire of Habitual Physical Activity [19] and the Lipid Research Clinics Physical Activity [20] questionnaire, both which have been shown to be reliable and valid [21, 20]. The Baecke questionnaire investigates one's level of activity by scoring their responses to several questions related to tasks both in the work place and

during non-sport leisure activities on a Likert scale. Two additional questions assessed the number of months per year and hours per week of participation for the most frequently practiced sporting activities. A total score out of 14 was produced. The shorter Lipid questionnaire simply requires the subject to rate his general physical activity level as compared with others of similar age and same sex, as well as to note if he is involved in physically strenuous activity at least three times per week. For the purposes of the present study, subjects were rated as active (ACT) if they scored more than seven on the Baecke questionnaire alone and as inactive (INACT) if they scored both less than seven on the Baecke questionnaire and reported no strenuous activity on the Lipid questionnaire. In this way, the Lipid questionnaire was only used to assure inactivity, while the Baecke questionnaire was considered sufficient to indicate an active lifestyle.

Before data collection, subjects were instrumented by placing triads of infrared markers (Optotrak 3020) on each foot, leg, and thigh, and on the pelvis and trunk. Particular anatomical points were also digitized to allow the calculation of principle axes of motion and to estimate joint centers of rotation and centers of mass for each segment. Subjects then walked at their natural pace for five trials each during unobstructed gait, and during the avoidance of moderate (10% of lower limb length) and high (30% of lower limb length) bilateral obstructions that were 122 cm wide and 2 cm deep. Two force platforms (AMTI) recorded ground reaction forces under each limb during level walking and just prior to obstacle clearance. Optotrak data were recorded at 75 Hz while force plate data were recorded at 1000 Hz.

Force data were low pass filtered at 50 Hz, while IRED marker data were filtered at 6 Hz using a fourth order, zero lag, Butterworth filter in both cases. The data presented here concentrate on the sagittal plane behavior. Average gait speeds for the lead and trail limbs, as well as the overall minimum gait speed, were calculated during level walking and during

avoidance of the obstacles from the velocity of the body centre of mass. Toe clearance over the obstructions was calculated as the height over the obstacle and toe proximity before and heel proximity after the obstacle were also calculated and normalized to stride length. Relative joint angular data were calculated using Cardanic rotation matrices of segmental motion and maximum flexion angles during swing were noted. Inverse dynamic analyses were performed (KinGait, Mishac Inc.) to provide estimates of joint reaction forces and net muscle moments of force. Products of the net muscle moments and joint angular velocities provided an estimate of the net muscle power at the joints from which the mechanical work was calculated as the time integral of specific bursts during the gait cycle. The power bursts of interest were those related to the adaptation for obstacle avoidance at the transition to, and during the swing phase for the hip and knee, as well as, those for control of forward progression from middle to late stance for the ankle.

Median values of specific kinematic and energetic data were calculated across trials and subjects and non-parametric comparisons between groups (Mann-Whitney) or across conditions (Friedman) were performed to test for significant differences at $p \leq 0.05$. Post-hoc analyses were performed using the Wilcoxon tests. Non-parametric correlations (Spearman) between dependant variables were also tested across conditions.

RESULTS

Statistical analyses performed on the anthropometrics and Baecke questionnaire data showed that ACT and INACT groups were statistically different for activity level ($p < 0.001$), but were not different anthropometrically (Table 1). Comparison of the median gait speed during the lead and trail cycles showed that during level walking, ACT subjects walked significantly faster than INACT subjects (Figure 1A, B). During the avoidance of the obstacles with the lead limb,

gait speed was also significantly higher for the ACT subjects (Figure 1A). There was also a tendency for the ACT subjects to decrease their gait speed from unobstructed walking for the avoidance of the higher obstacle with both the lead and trail limbs (Figures 1A, B). Baecke scores for all participants correlated significantly with gait speed for both limbs during level walking (lead $\rho = 0.531$, $p = 0.034$; trail $\rho = 0.538$, $p = 0.032$). During obstructed walking, the Baecke scores for all participants only correlated significantly with the lead gait speed (Moderate: $\rho = 0.520$, $p = 0.039$; High: $\rho = 0.516$, $p = 0.041$). Also, the minimum gait speed was significantly slower for the INACT subjects during both level walking and the avoidance of the moderate obstacle (Figure 1C). ACT subjects significantly decreased their minimum speed as obstacle height increased, while for the INACT subjects, the same tendency was observed only for the high obstacle condition (Figure 1C). In accordance with these observations, minimum gait speed was correlated to activity level for both the unobstructed and moderate obstacle conditions ($\rho = 0.522$; $p = 0.038$ and $\rho = 0.512$; $p = 0.043$ respectively), but not for the highest obstacle condition.

There were no significant differences between groups for amplitudes of bilateral normalized stride lengths, toe proximities before the obstacle and heel proximities following obstacle clearance for any condition (Table 2). However, INACT subjects significantly increased their normalized stride lengths for both limbs as the obstruction height increased. ACT subjects only increased their trail stride length for obstructed walking, but showed no differences across conditions during lead limb avoidance. When considering the proximity of the foot relative to the obstacle, INACT subjects significantly increased their heel proximity following crossing for both limbs from the moderate to the highest obstacle condition. This was not the case for ACT subjects who kept similar normalized heel proximities across conditions. The two groups were similar for both lead (Figure 2 A) and trail (Figure 2 B) toe clearances within and across

conditions. Specifically, toe clearances increased with obstacle height. Although not significant, INACT subjects tended to produce lower trail toe clearances than ACT subjects in the higher obstacle condition.

For maximum joint excursions, the two activity groups were similar when compared within each experimental condition, except during level walking where INACT subjects performed significantly higher lead and trail knee flexion than the ACT subjects (Table 3). When compared across conditions, both activity groups significantly increased lead and trail maximum joints angles monotonically with increased obstacle height. However, only INACT subjects increased trail ankle dorsiflexion from the unobstructed to the moderate obstacle condition.

All subjects were found to present with the same locomotor strategies across conditions and limbs. Figure 3 presents the representative time-series patterns of moments of force and mechanical power at the ankle, knee, and hip for active subjects. Regardless of the conditions, the same plantar flexor moments (Figure 3A) associated with absorption (A1) in mid-stance and generation (A2; push-off) in late stance were observed (Figure 3B). All subjects exhibited the commonly reported power bursts associated with the control of level and obstructed walking [7, 8, 13]. During lead limb obstacle avoidance, the energy absorption by the knee extensors (K3; Figure 3D) was progressively decreased in favor of the generation by the knee flexors (K5; Figure 3D). In addition, new bursts of power, not previously reported in the literature, were observed at the knee and hip levels. During the trail limb avoidance of both obstacles, K3 was eliminated while H3 was decreased with obstacle height, and both bursts reappeared during mid-swing under newly observed bursts labeled K3D and H3D in Figures 3H and J respectively. Newly observed power bursts were also seen in early swing for the lead hip (H5; Figure 3 F) and

in mid-swing for the trail knee (K6; Figure 3 H), associated respectively with absorption and generation by the extensor muscles.

Figure 4 presents the box plots for the bilateral muscle work data at the ankle for plantar flexor absorption during mid-stance (A1) and plantar flexor generation during late stance (A2). For the leading limb, the tendency of ACT subjects to decrease their gait speed with increasing obstacle height was supported by a significant increase (greater negative value) in lead ankle energy absorption (A1) during the approach to the higher obstacle as compared to the other two conditions (Figure 4 A). At the end of stance, ACT subjects had a higher push-off work (A2) during unobstructed walking that was significantly reduced for obstacle avoidance (Figure 4 C). INACT subjects kept similar braking absorption A1 across conditions (Figure 4 A), while demonstrating a tendency, although not significant, to increase the push-off work A2 with obstacle height for the lead limb (Figure 4 C). For all participants, A2 for the lead limb was significantly correlated with gait speed during the lead cycle for unobstructed walking and during moderately obstructed walking (respectively $\rho=0.851$, $p=0.000$; $\rho=0.717$, $p=0.002$).

For the trail limb, no differences in the braking energy at the ankle (A1; Figure 4 B) were found, but there was a tendency for the two activity groups to decrease this power for the high obstacle. As found for the lead limb, ACT subjects showed a significantly increased generation by the trail limb ankle plantar flexors (A2) as compared to INACT subjects during unobstructed walking (Figure 4 D). In contrast to the leading limb, ACT subjects maintained the push-off energy for the trailing limb, while INACT subjects significantly increased this power burst with obstacle height, corresponding to the increased values of trail gait speed observed above for these same obstacle conditions. For all participants, the A2 power burst for the trail limb was

significantly correlated with the gait speed calculated from the mean trail limb stride during the NO and moderate obstacle conditions (respectively $\rho=0.599$, $p=0.014$; $\rho=0.523$, $p=0.038$).

Figure 5 presents the bilateral muscle work data at the knee joint performed by the two activity groups during level and obstructed walking trials associated with the ALA's. As each limb was lifted for clearance, both groups significantly decreased the lead and trail antagonistic knee extensor power bursts (K3) (Figures 5 A, B) and increased the lead and trail knee flexor generation power (K5) (Figures 5 C, D) with obstacle height. The K3 power burst was even eliminated in for trail limb clearance.

Figure 6 presents the newly observed power bursts associated with the ALA's at the knee of the trail limb only (see Figure 3H). K3D is, like the K3 burst, an absorption by the knee extensors occurring during mid-swing of trail limb avoidance of obstacles. For both activity groups, K3D was nonexistent during lead limb avoidance (Figure 6A) and increased significantly with obstacle height for trail limb avoidance (Figure 6 B). The K6 power burst is associated with generation by the knee extensors in mid-swing. This burst was present only in the trail limb (Figure 6C, D) during the obstacle conditions. K6 was not different between groups within each condition, but increased significantly with obstacle height in the INACT subjects, while for the ACT subjects, K6 was significantly increased in the two obstructed trials as compared to the unobstructed trials, but was not significantly different between the moderate and high obstacle conditions (Figure 6D).

At the hip joint, the work at the lead hip around toe-off (H3; Figure 3F) was similar for the two groups showing little change across conditions (Figure 7A). For the trail limb, this hip "pull-off" power decreased significantly from unobstructed walking during obstacle avoidance

(Figure 7B). The trail H3 power burst was also significantly higher for the ACT subjects during unobstructed walking (Figure 7B). However, in both experimental groups, there was no significant difference between the lead and trail limbs for the H3 bursts. An apparently delayed version of H3 was observed in mid-swing during the trail limb avoidance of the obstacles. This generation by the hip flexors in mid-swing was called H3D (see Figures 3J). Figure 7 D, shows that both ACT and INACT subjects significantly increased trail H3D with obstacle height. As can be seen in Figure 7C, this flexor generation burst was virtually non-existent in the lead hip for both activity groups across experimental conditions.

Figure 8 presents the bilateral hip power burst H4 at the end of swing (see Figure 3F), and the newly observed power burst H5 during mid-swing (Figure 3F). The H4 extensor generation burst at the end of swing was performed at all times and not found to be different between groups. However, ACT subjects significantly increased their lead H4 burst during the obstructed trials, as compared to unobstructed walking (Figure 8A). INACT subjects only increased lead H4 in the moderate obstacle condition as compared to the unobstructed condition (Figure 8A). Also, INACT subjects had a tendency to demonstrate higher variability in both obstructed conditions as compared to the ACT subjects and to the unobstructed condition. During trail limb avoidance, INACT subjects significantly increased the hip generation H4 at the end of trail limb swing in the two obstacles conditions in comparison to the level walking condition (see Figure 8B). ACT subjects continually increased H4 with obstacle height (see Figure 8B). H4 variability had a tendency to be higher in the ACT subjects during trail limb avoidance trials when compared to the INACT subjects (Figure 8B).

During lead limb avoidance, all participants performed absorption with the hip extensors during early swing (H5; see figure 3F) following the H3 generation by the hip flexors. This

newly observed absorption by the hip extensors was named H5 (see figure 3F). During lead limb avoidance, both groups performed similarly, and significantly increased H5 with obstacle height (figure 8C). There were no differences related to activity level for any obstacle condition, and H5 was not performed by any of the subjects during trail limb avoidance (figure 8D).

DISCUSSION

The present study confirmed that physical activity level alone (i.e., when body mass is controlled for) has a significant impact on the locomotion of young adults. Young physically active subjects walked significantly faster than inactive subjects during level walking, and when crossing obstacles with the lead limb. Inactive subjects were found to bilaterally increase stride length and foot proximity after the obstacles, while active subjects only showed such behavior during trail limb avoidance. When considering the adapted power patterns for obstacle clearance, strategies used by each group were the same, but were manipulated differently across conditions.

Speed adaptations

The first hypothesis related to faster gait speeds for active subjects was confirmed during level walking. This result was further supported by the significant relationship found during unobstructed walking between gait speed and the Baecke questionnaire score. These findings show for the first time, an agreement with those reported for elderly subjects [14, 15, 16, 17, 18]. Normalized stride length, although not significantly different between groups, also tended to be shorter for the INACT subjects. This may be in part related to higher maximum knee flexion angles observed for INACT subjects during the swing period of the level walking condition, in addition to a tendency towards lower absorption by the knee extensors (K3) and lower generation

by the hip flexors around toe-off for the unobstructed walking conditions. Therefore, one's general activity level alone, unrelated to issues of age and anthropometrics appears to be a predictor of gait speed during unobstructed walking.

When considering obstructed walking, the speed hypothesis was upheld only during lead limb avoidance. ACT subjects crossed moderate and high obstacles faster with the lead limb, than INACT subjects. Both groups showed no significant differences in speed during the lead limb stride across conditions, suggesting that subjects were not greatly challenged for such adaptations. Avoidance of the obstacles with the trail limb, however, appeared to be just as challenging for both groups, shown by a lack of significant difference in gait speed between active and inactive subjects. The higher obstacle appeared to be most challenging, as ACT subjects showed significantly lower minimum velocities of the CM with no differences from INACT subjects. The reduction of these minimum CM velocities is most likely related to the observed tendency by ACT subjects to increase trail plantar flexor A1 power (i.e., become more negative) in the high obstacle condition as compared to the other two conditions. A possible reason for such control by the ACT subjects during trail limb avoidance may be related to the different coordination of the mechanical muscular powers associated with the knee and hip ALA's as compared to the lead limb. The usual hip flexor pull-off power (H3) observed around toe off was delayed and relocated later during the swing phase (H3D). This postponement of the trail limb H3 power was necessary to allow active knee flexion (K5) in order to clear the obstacle. The delayed H3 power burst (H3D) would then provide the subsequent forward progression of the trail limb. In the present study, the lack of significant association between the Baecke scores and gait speed during trail limb avoidance of both obstacles, or between the Baecke scores and the minimum speed in the high obstacle condition, is probably related to the more demanding coordination involved for trail limb avoidance for all subjects regardless of

activity level. In addition, the trail limb avoidance is further complicated by a lack of vision of the obstacle being avoided. Such demanding conditions (lack of vision, different coordination of the proximal joints) are equally challenging regardless of activity level and, therefore, will be critical to consider when assessing the gait of different populations (e.g., elderly, pathological).

Since ACT subjects crossed the highest obstacle with similar speeds to INACT subjects, it is also possible that as obstacle height increases, there is an optimal speed that may be sought. Rosengren et al., [14] also showed that older active subjects lowered their speed to similar values than inactive subjects when exposed to challenging obstacles (20 cm and 40 cm high). As an aside, unlike that observed for the elderly [14], no changes in single support times were observed between the inactive and active young adults in the present study. The theory of an optimal speed is further supported by the simultaneous observations that with increasing obstacle height, active subjects decreased their minimum gait velocity, but inactive subjects increased their propulsion by the trail limb plantar flexors (A2), most likely in an attempt to maintain their actual speed across conditions. The reason behind these strategies could be related to the complex re-coordination associated with trail limb avoidance.

Cautious strategies

The avoidance of the obstructions is assured by the direct control of the end point (the foot) through manipulation of stride lengths, toe clearances and foot proximities. Our hypotheses related to an increase in these variables by INACT subjects was based on an expected increase in cautiousness by this group. Such a theory was only partially supported, however, by the results. As expected, all subjects stepped at the same distance before the obstacles, showing that a fixed distance, relative to stride length, must be respected during the approach to the obstacles to set up

clearance. Similar results have been found by Sparrow et al., [22]. Foot proximity is essential in obstacle avoidance, particularly for the trail foot which steps closer to the obstacle, so it is not surprising that this variable is controlled in the same way for all subjects. Both groups, however, also increased toe clearance with obstacle height, with no significant differences between them, although median values for trail toe clearance over the high obstacle tended to be lower for the INACT subjects. In this latter case, a lack of significant difference is probably due to the fact that variability for both groups was greater than for the other conditions. Overall, these results show that toe clearance is generally unrelated to physical activity level and clearance by the trail limb is variable across subjects.

Finally, during lead limb avoidance, INACT subjects were found to increase stride length and heel proximity with obstacle height. During lead limb avoidance, increased heel proximity following clearance is important as that foot is placed close to the obstacle. Our hypothesis on cautious behavior was, therefore, partially confirmed when considering this lead limb adaptation by the INACT subjects to increasing obstacle height. Rosengren et al., [14] did not find differences for stride length with respect to activity level in elderly subjects, but it is well known that the elderly in general already have decreased stride lengths in comparison to younger adults [23, 24]. ACT subjects were not challenged by the obstacle during lead limb avoidance as they kept similar stride lengths despite increases in obstacle height. This may be in part because the active subjects already produce adequately safe heel proximities due to their longer stride lengths. Therefore, although INACT subjects do appear to show some increased caution for obstacle avoidance, it cannot be said that they are necessarily more cautious than active subjects who probably walk with sufficient stride lengths already to assure safe heel proximities. This does raise an interesting issue with respect to the risk that inactive subjects face in obstacle avoidance situations.

During trail limb avoidance, the foot contacts the ground farther from the obstacle and therefore there was less of a concern for increasing stride length. Interestingly, however, both groups increased trail stride length in the presence of obstacles. This strategy is probably related to the re-coordination involved with control of the trail limb avoidance as will be addressed below.

Differences between activity groups associated with ALA patterns

The confirmation of the third hypothesis related to the expected higher work used by the ACT subjects was limited only to level walking for the push-off power (A2) and the hip flexor generation power at toe-off (H3). The higher gait speed observed for the ACT subjects over unobstructed terrain was associated with greater ankle push-off power (A2) by the lead and trail plantar flexors across conditions during late stance. The trail ankle push-off power only varied with obstacle height for the INACT subjects. These inactive subjects increased the A2 burst most likely to maintain their gait speed that remained constant in relation to both the minimum velocity values and the trail stride across conditions. Due to their continually faster lead limb avoidance, ACT subjects had no need to increase their trail push-off amplitude across the three conditions. Such results also suggest that the ankle plantar flexor generation during late stance is not involved in limb elevation, but in forward body propulsion only as previously suggested for unobstructed gait [1, 2, 4]. Finally, given that, in the Baecke questionnaire, active subjects reported practicing various sports at least three times a week, the observed increased plantar flexor power is possibly related to the effects of increased strength in this muscle group.

It is known that a less vigorous push-off seen with increasing age is associated with decreased force capacity [1, 25]. Whether INACT subjects use less push-off and walk slower,

like elderly adults, because of such factors as decreased nervous excitability or muscle force capacity remains to be studied.

Despite the similarity between the two groups for the ALA's expressed at the knee and hip during the period from toe-off to mid-swing, differences were found across conditions for the trail H3 bursts during level walking and for the trail K6 burst during obstructed trials. As to the former, demonstrated by the ACT subjects during level walking, limb dominance may be a factor. It is particularly noted that there was more variability in the lead H3 power burst across active subjects. On the other hand, the K6 power burst (generation by the knee extensors) seems to be necessary for trail foot progression. This newly observed generation power demonstrated that the knee can take an active role in the completion of the forward progression of the foot, in this case probably to reverse the effects of the robust flexor generation power (K5) needed to clear the obstructions. Trail limb forward progression following clearance, therefore, appears to be first initiated by the trail hip flexors (H3D) followed by the active knee extension (K6). The trail K6 strategy was increased with obstacle height for the INACT subjects, but there was no significant difference between the moderate and high obstacle for the ACT subjects.

The reason for this difference in strategy between groups will require more detailed analyses in the future to explain, but it may be related, in part, to the same attempt to continue gait speed following obstacle clearance as discussed above. The use of hip extensor moments at the end of swing (related to the H4 power) for forward body progression has been shown through analyses of induced accelerations [3]. In the present study, the H4 extensor generation was used by active subjects probably to compensate for greater reduction in minimum velocity for the higher obstacle condition in comparison to the unobstructed and moderately obstructed condition.

Finally, despite the differences in their expression as discussed above, it must be noted that the same hip and knee strategies were used by both groups for lower limb clearance (K3, K3D, K5, H3, H3D, H5). This observation suggests that the central nervous system uses specific patterns that are dependent only on the limb and obstacle context and not on subject activity level or gait speed. There is, therefore, invariant patterning that is necessary for each avoidance situation. The invariance of these proximal ALA's despite the difference in activity level, suggests that any problems to these fundamental patterns could lead to a risk of contact with the obstacle and therefore a risk of falling.

CONCLUSION

The results of the present study showed that for anthropometrically similar subjects, physical activity level has a significant impact on gait parameters for unobstructed and obstructed walking. These observations showed that, despite the robust expression of obstacle clearance strategies, specific locomotor patterns are not homogeneous across the young adult population. The main impact of activity level on the gait parameters of the young adult subjects is on the walking speed, and young active subjects walk faster during unobstructed and lead limb clearance of an obstruction than inactive subjects. Gait speed results were supported by observed changes in power data and significant correlations with Baecke scores. Avoidance of the obstacles with the trail limb was found to be more challenging as both groups performed more similarly. Part of the challenge is likely due to the reorganization of power bursts involved in the control of knee and hip movement. Other factors such as gender and wider ranges in body type and gait velocity should also be studied in the future. Finally, certain adaptive strategies, including hip (the delayed H3 power) and knee (the delayed K3 and the K6 powers) patterns for trail limb clearance of a high obstacle, and the control strategy of the hip (H5) for lead limb

avoidance, have not been reported before, and are also basic to the patterns necessary for stepping over obstacles.

References

1. Winter D. A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo, Ontario, Canada: University of Waterloo press, 1991.
2. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Comments on "Propulsive adaptation to changing gait speed". J Biomech. 2001; 34:1667-70.
3. Kepple TM, Siegel KL, Stanhope SJ. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. Gait and Posture. 1997; 6:1-8.
4. Sadeghi H, Sadeghi S, Prince F, Allard P, Labelle H, Vaughan CL. Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait. Clin Biomech. 2001; 16:688-95.
5. Begg RK, Sparrow WA, Lythgo ND. Time-domain analysis of foot-ground reaction forces in negotiating obstacles. Gait and Posture. 1998; 7:99-109.
6. Patla AE, Rietdyk S. Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: Effect of obstacle height and width. Gait and Posture. 1993; 1:45-60.
7. Chou LS, Draganich LF, Song SM. Minimum energy trajectories of the swing ankle when stepping over obstacles of different heights. J Biomech. 1997; 30(2):115-120.
8. McFadyen BJ, Winter DA. Anticipatory locomotor adjustments during obstructed human walking. Neuroscience Research Communication. 1991; 9:37-44.
9. McFadyen BJ, Magnan GA, Boucher JP. Anticipatory locomotor adjustments for avoiding visible, fixed obstacles of varying proximity. Human Movement Science. 1993; 12:259-272.
10. McFadyen BJ, Malouin F, Dumas F. Anticipatory locomotor control for obstacle avoidance in mid-childhood aged children. Gait and Posture. 2001;13: 7-16.

11. McFadyen BJ, Prince F. Avoidance and accommodation of surface height changes by healthy, community-dwelling, young, and elderly men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2002; 57:B166-174.
12. McFadyen BJ, Carnahan H. Anticipatory locomotor adjustments for accommodating versus avoiding level changes in humans. *Exp Brain Res*. 1997; 114:500-506.
13. Patla AE, Prentice SD. The role of active forces and intersegmental dynamics in the control of limb trajectory over obstacles during locomotion in humans. *Exp Brain Res*. 1995; 106:499-504.
14. Rosengren KS, McAuley E, Mihalko SL. Gait adjustments in older adults: activity and efficacy influences. *Psychol Aging*. 1998; 13:375-386.
15. Bendall MJ, Bassey EJ, Pearson MB. Factors affecting walking speed of elderly people. *Age Ageing*. 1989; 18:327-332.
16. Binder EF, Brown M, Craft S, Schechtman KB, Birge SJ. Effects of group exercise program on risk factors for falls in older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*. 1994; 2:25-37.
17. Martin, P. E.; Rothstein, D. E., and Larish, D. D. Effects of age and physical activity status on the speed-aerobic demand relationship of walking. *J Appl Physiol*. 1992; 73(1):200-206.
18. Woo J, Ho SC, Lau J, Chan SG, Yuen YK. Age-associated gait changes in the elderly: pathological or physiological? *Neuroepidemiology*. 1995; 14:65-71.
19. Baecke J.A. , Burema J, Frijters JE. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr*. 1982; 36:936-942.
20. Ainsworth BE, Jacobs DR Jr, Leon AS. Validity and reliability of self-reported physical activity status: the Lipid Research Clinics questionnaire. *Med Sci Sports Exerc*. 1993; 25:92-98.

21. Pols MA, Peeters PHM, Bueno-De-Mesquita HB, et al., Validity and repeatability of a modified Baecke Questionnaire on physical activity. *Int. J. Epidemiol.* 1995; 24:381-388.
22. Sparrow WA, Shinfield AJ, Chow S, Begg RK. Characteristics of gait in stepping over obstacles. *Human Movement Science.* 1996; 15:605-622.
23. Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. Walking patterns in healthy old men. *J.Gerontol.* 1969; 24:169-78.
24. Winter DA, Patla AE, Frank JS. Walt SE Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther.* 1990; 70(6):340-347
25. Judge JO, Davis RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1996; 51:M303-12.

Table 1: Median, minimum, and maximum of anthropometrical variables and Baecke questionnaire values for active (ACT) and inactive (INACT) subjects.

	Age	Weight (Kg)	Height (cm)	BMI*	lower limb length (cm)	Baecke
ACT	36 (24,44)	84.35 (60.5, 92.5)	181 (175, 198)	24.5 (18.9, 28.4)	91 (84, 104)	8.06 (7.62, 9.13)
INACT	31 (22,40)	79.10 (64.0, 97.0)	182 (171, 193)	23.7 (19.3, 29.5)	90 (86, 102)	5.88 (5.00, 6.63) ^c

^c: Different from ACT

*Body Mass Index

Table 2: Comparison of normalized stride length, toe and heel distances (median, minimum and maximum) for lead and trail limbs of active and inactive subjects between groups and across conditions.

	Condition	Limb	Normalized Stride length	Normalized Toe proximity	Normalized Heel proximity
ACTIVE	NO	Lead	1.85 (1.70-2.09)	NA	NA
		Trail	1.83 (1.69-2.01)		
	MODERATE	Lead	1.90 (1.74-2.01)	97.9 (85.2-103)	51.0 (47.6-59.5)
		Trail	1.91 ^a (1.81-2.10)	16.66 (11.8-19.5)	144.2 (137.2-162.0)
	HIGH	Lead	1.91 (1.65-1.96)	98 (84.1-100.3)	56.4 (44.6-60.7)
		Trail	2.03 ^a (1.72-2.15)	16.40 (12.0-26.5)	154.9 (131.1-166.5)
INACTIVE	NO	Lead	1.63 (1.44-1.97)	NA	NA
		Trail	1.62 (1.41-1.98)		
	MODERATE	Lead	1.72 ^a (1.50-1.98)	96.39 (87.0-104.3)	41.3 (34.1-53.7)
		Trail	1.76 ^a (1.50-2.07)	17.34 (13.6-24.9)	122.7 (102.4-152.3)
	HIGH	Lead	1.83 ^{ab} (1.63-1.98)	97.04 (88.1-106.8)	50.2 ^b (40.8-60.9)
		Trail	1.89 ^{ab} (1.64-2.14)	18.54 (13.5-24.8)	142.2 ^b (118.1-159.5)

^a: Different from NO; ^b: Different from MODERATE NA: Non applicable

Table 3: Comparison of maximum ankle, knee, and hip angles during swing (medians, minimum and maximum) for lead and trail limbs of active and inactive subjects, between groups and across conditions.

	Condition	Limb	Ankle (degree)	Knee (degree)	Hip (degree)
ACTIVE	NO	Lead	6.02 (0.51-9.27)	60.20 (56.19-64.26)	17.79 (12.54-35.30)
		Trail	6.16 (1.38-8.95)	60.31 (54.40-64.75)	18.88 (7.52-33.25)
	MODERATE	Lead	20.49 ^a (15.62-32.66)	86.94 ^a (78.17-97.35)	36.53 ^a (30.22-53.67)
		Trail	9.05 (-0.88-12.14)	89.38 ^a (75.35-97.95)	27.39 ^a (12.42-47.78)
	HIGH	Lead	24.84 ^{ab} (18.18-31.62)	110.50 ^{ab} (98.17-118.51)	55.12 ^{ab} (42.98-73.64)
		Trail	12.75 ^{ab} (1.06-17.57)	109.17 ^{ab} (93.58-122.84)	34.25 ^{ab} (16.74-56.65)
INACTIVE	NO	Lead	4.77 (2.26-10.01)	64.25 ^c (58.84-66.11)	24.52 (20.82-26.34)
		Trail	5.00 (0.41-8.94)	62.26 ^c (57.10-68.26)	23.37 (17.10-28.38)
	MODERATE	Lead	17.75 ^a (13.79-21.92)	84.83 ^a (79.72-95.75)	42.71 ^a (37.55-52.26)
		Trail	9.11 ^a (1.06-12.93)	87.55 ^a (75.89-100.57)	33.73 ^a (23.92-38.08)
	HIGH	Lead	22.40 ^{ab} (17.83-32.43)	111.83 ^{ab} (101.02-120.67)	70.44 ^{ab} (55.94-77.11)
		Trail	11.74 ^{ab} (3.61-18.73)	116.0 ^{ab} (94.12-143.71)	44.64 ^{ab} (30.33-56.12)

^a: Different from NO; ^b: Different from MODERATE; ^c: Different from ACT

Figure 1: Box plots showing the median and interquartile levels for gait speed during lead (A) and trail (B) strides, as well as minimum gait speed (C) for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between groups and conditions are indicated by the vertical and horizontal bars respectively.

Figure 2: Box plots showing the median and interquartile levels for toe clearances during lead (A) and trail (B) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

Figure 3: Representative mean moment of force (left column) and power (right column) patterns found for active subjects ($n=8$) at the lead ankle (A, B), lead (C, D) and trail (G, H) knee and lead (E, F) and trail (I, J) hip joints for unobstructed (solid and thin), moderate obstacle (dashed) and high obstacle (solid and thick) conditions.

Figure 4: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the A1 (A, B) and A2 (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between groups and conditions are indicated by the vertical and horizontal bars respectively.

Figure 5: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the K3 (A, B) and K5 (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for

ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between groups and conditions are indicated by the vertical and horizontal bars respectively.

Figure 6: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the K3D (A, B) and K6 (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

Figure 7: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the H3 (A, B) and H3D (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between groups and conditions are indicated by the vertical and horizontal bars respectively.

Figure 8: Box plots showing the median and interquartile levels for work associated with the H4 (A, B) and H5 (C, D) power bursts during lead (left column) and trail (right column) strides for ACT (white) and INACT (gray) subjects during unobstructed walking (NO), and avoidance of the moderate (MOD) and high (HI) obstacles. * = extreme values; o = outliers. Significant differences ($p < 0.05$) between conditions are indicated by the horizontal bars.

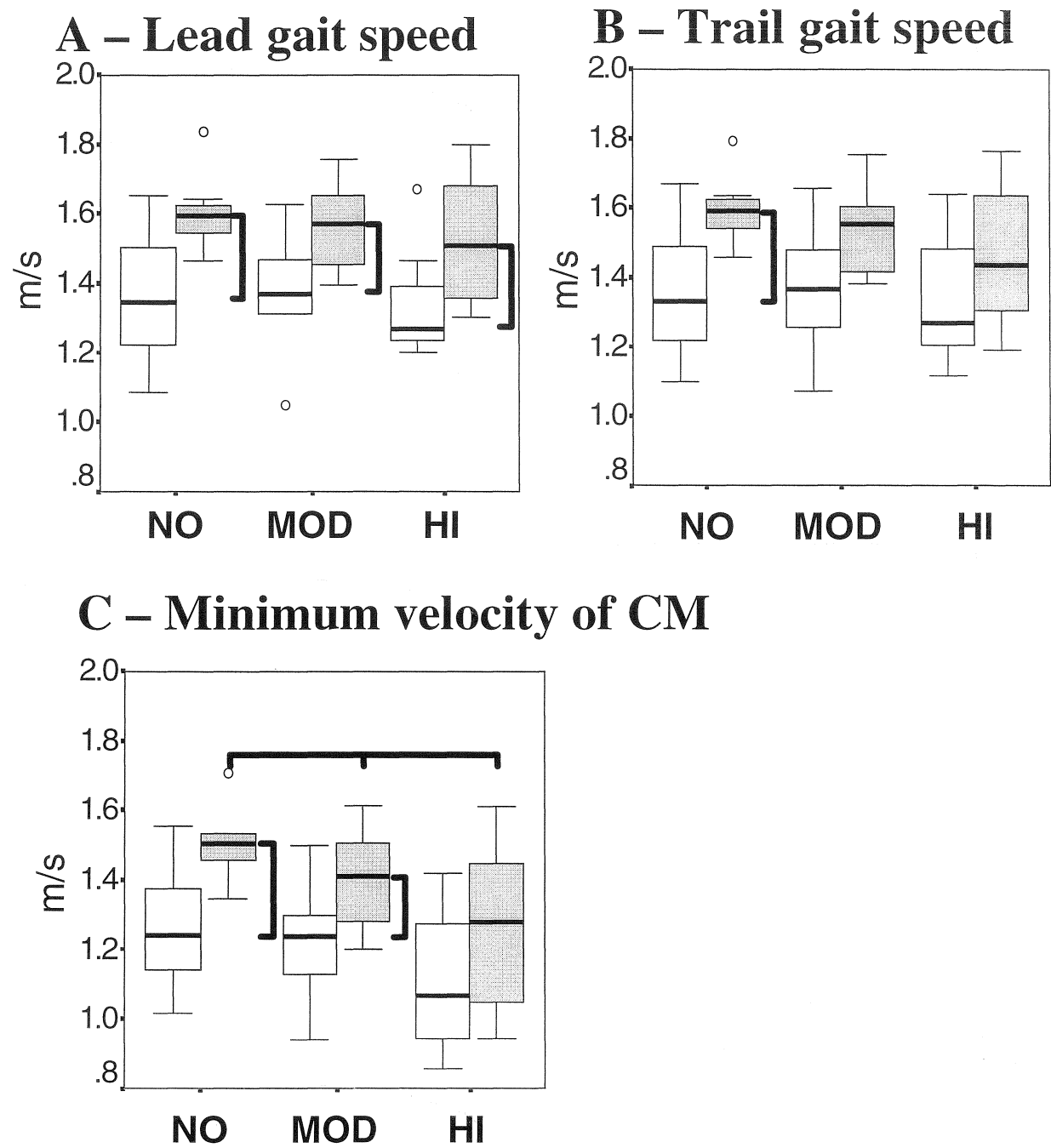


Figure 1

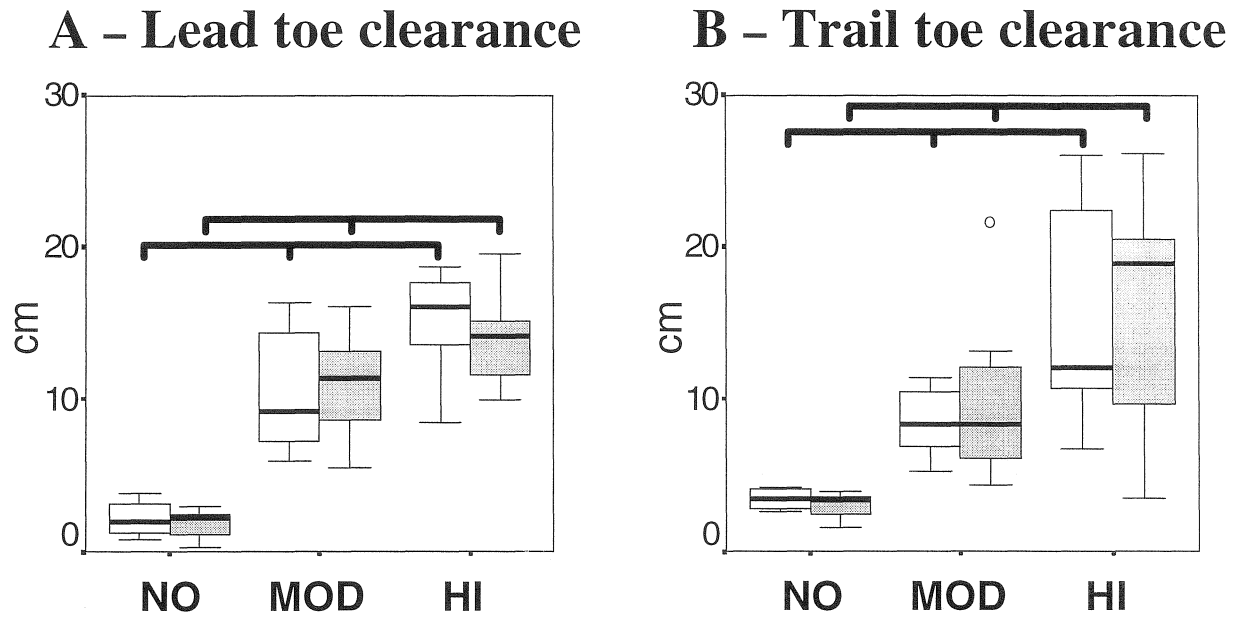


Figure 2

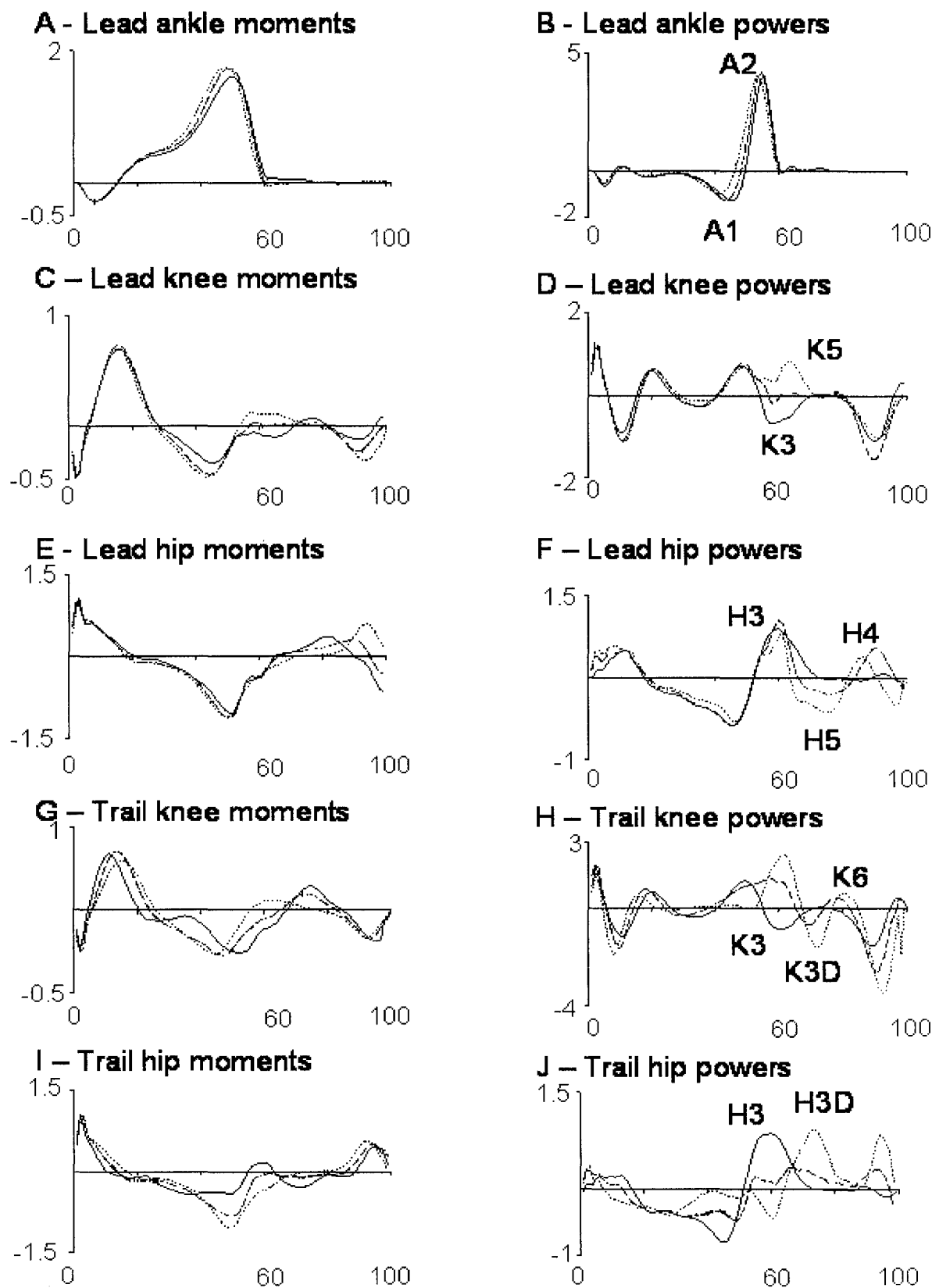


Figure 3

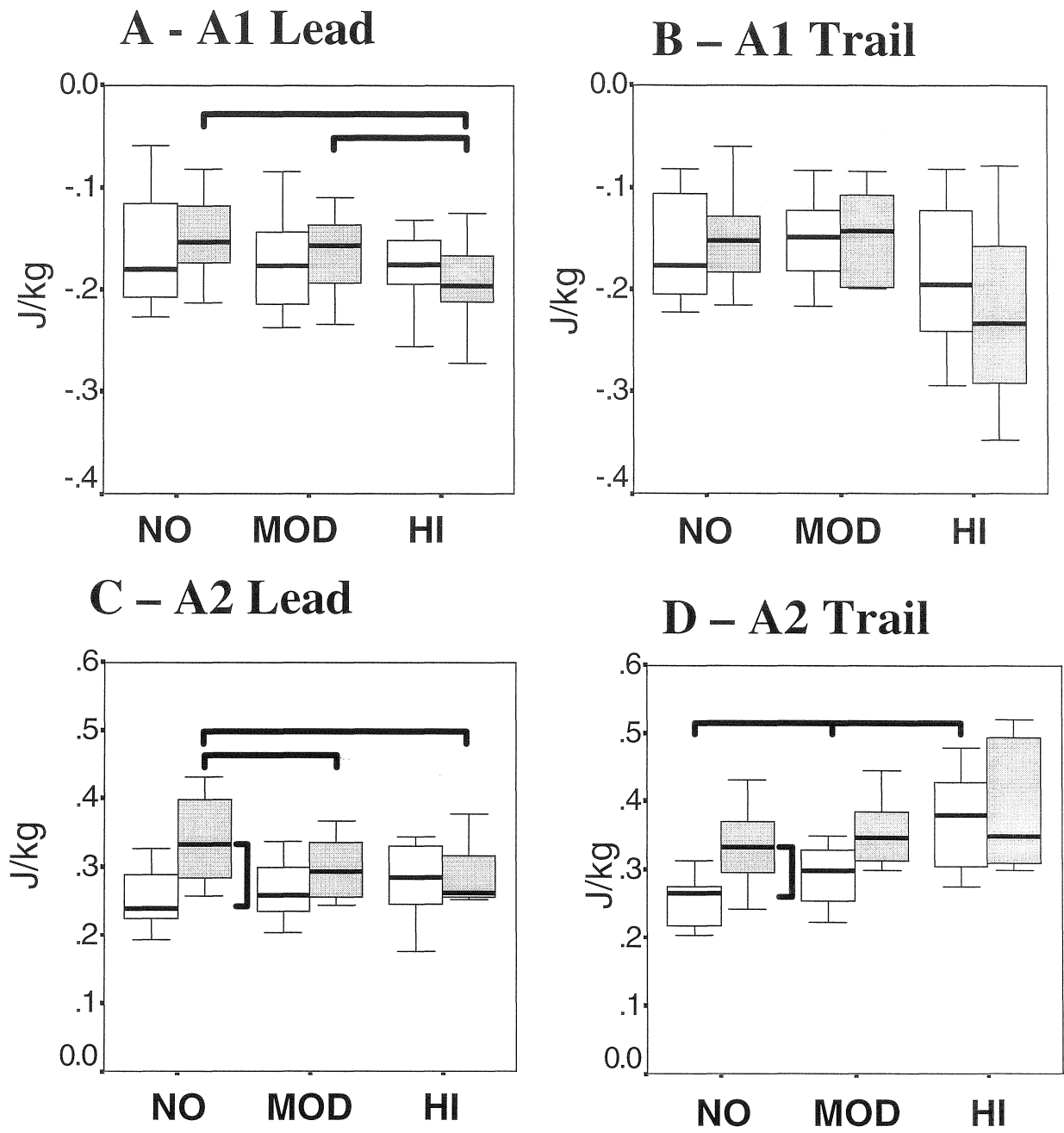


Figure 4

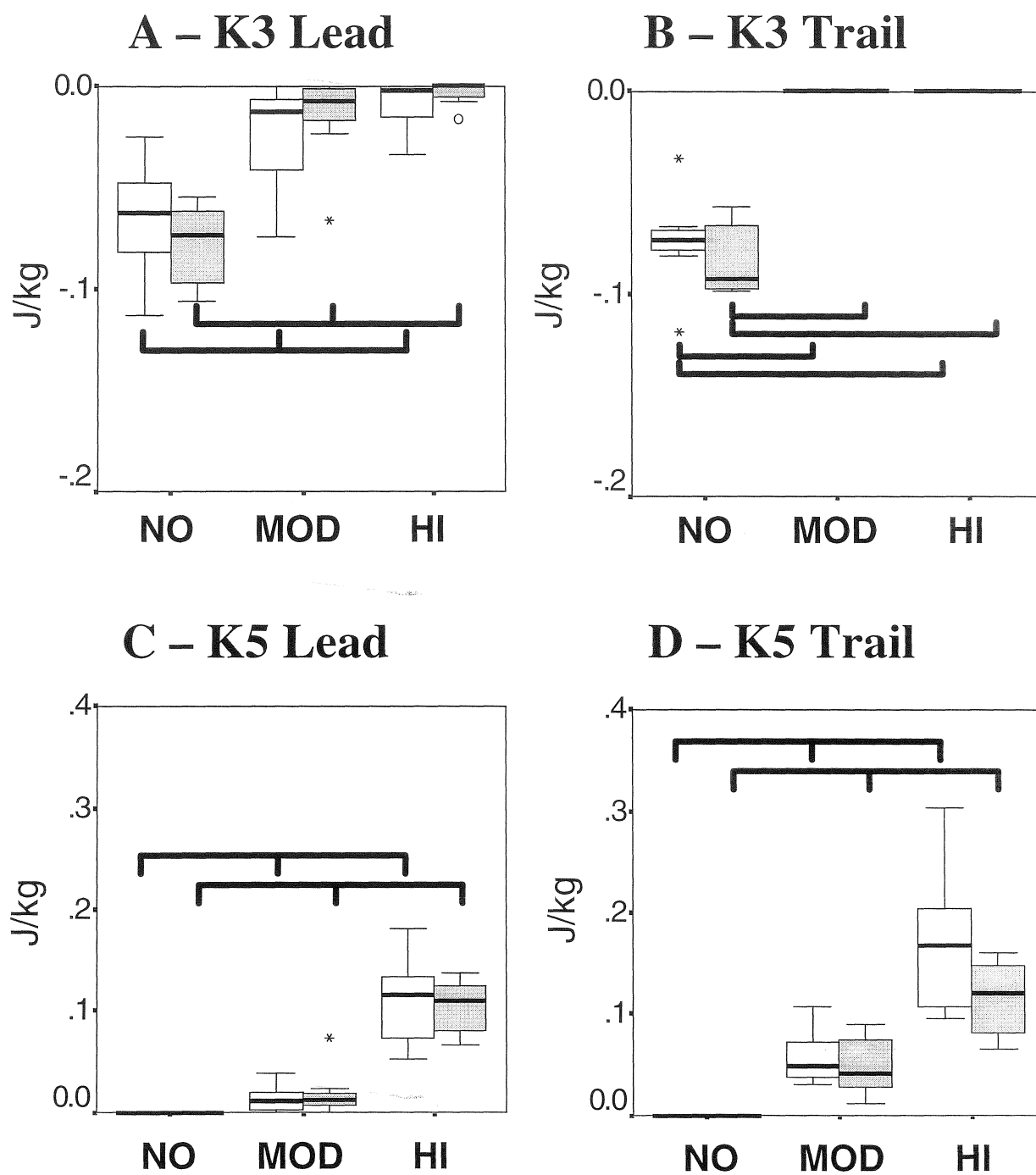


Figure 5

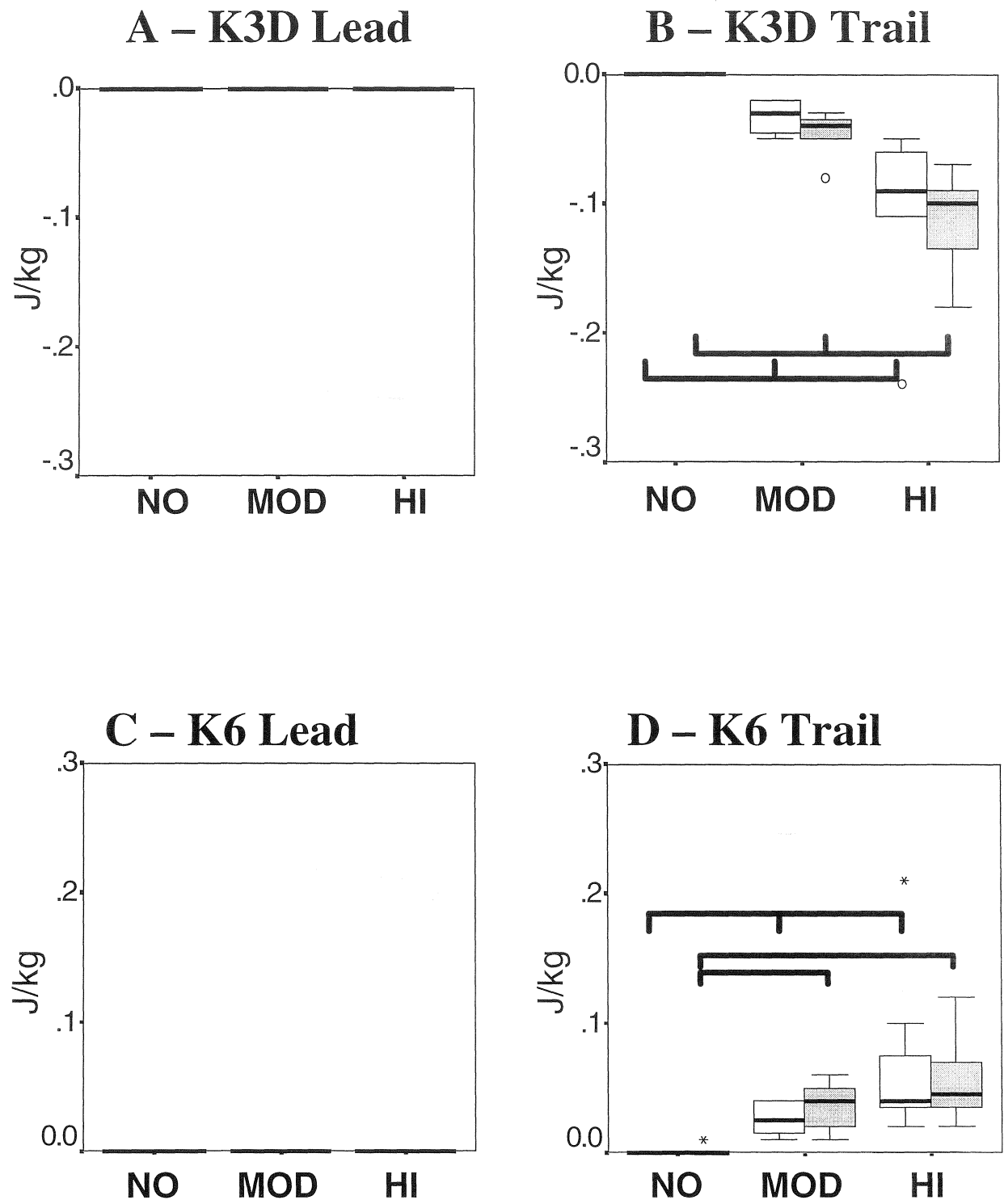


Figure 6

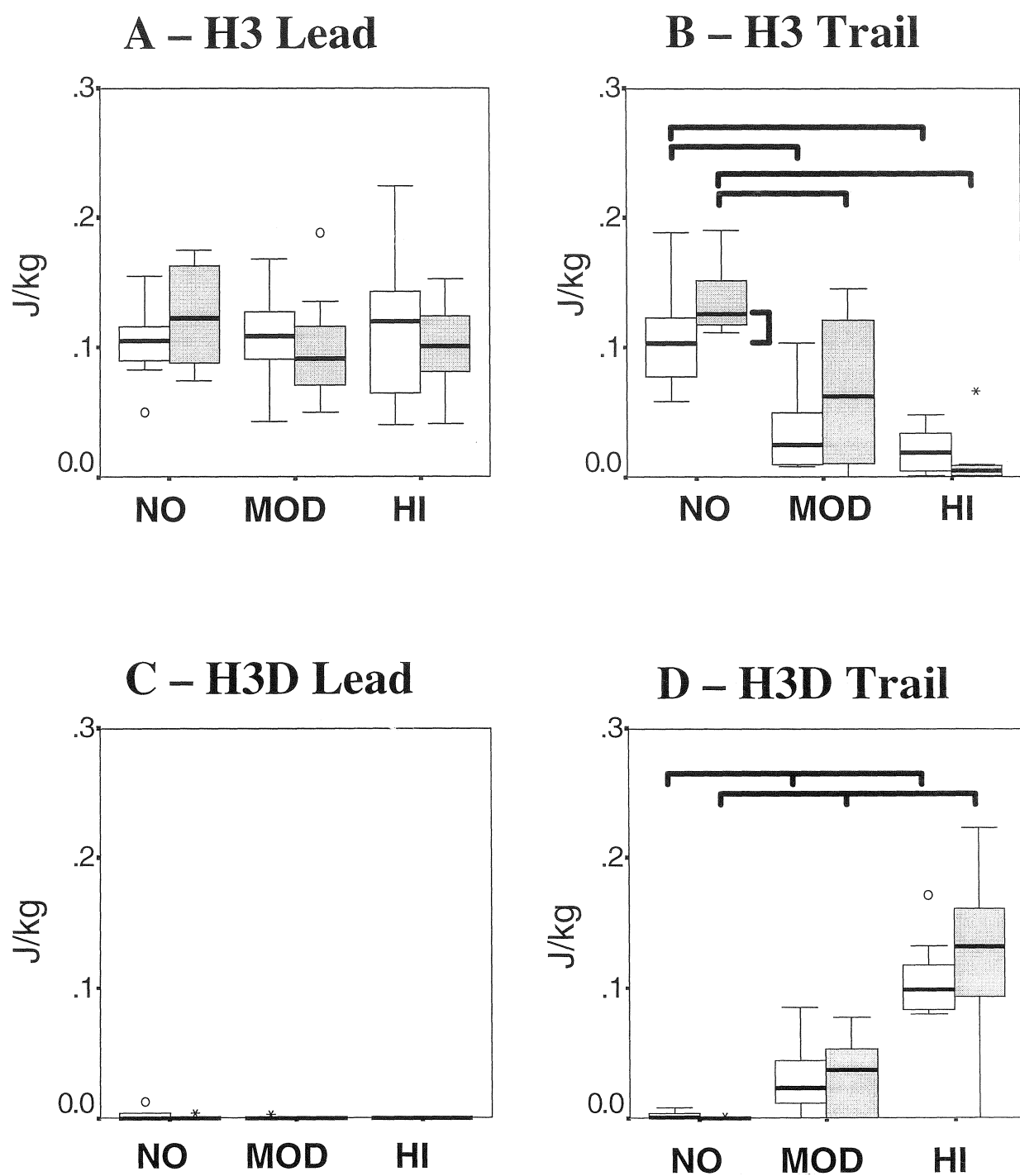


Figure 7

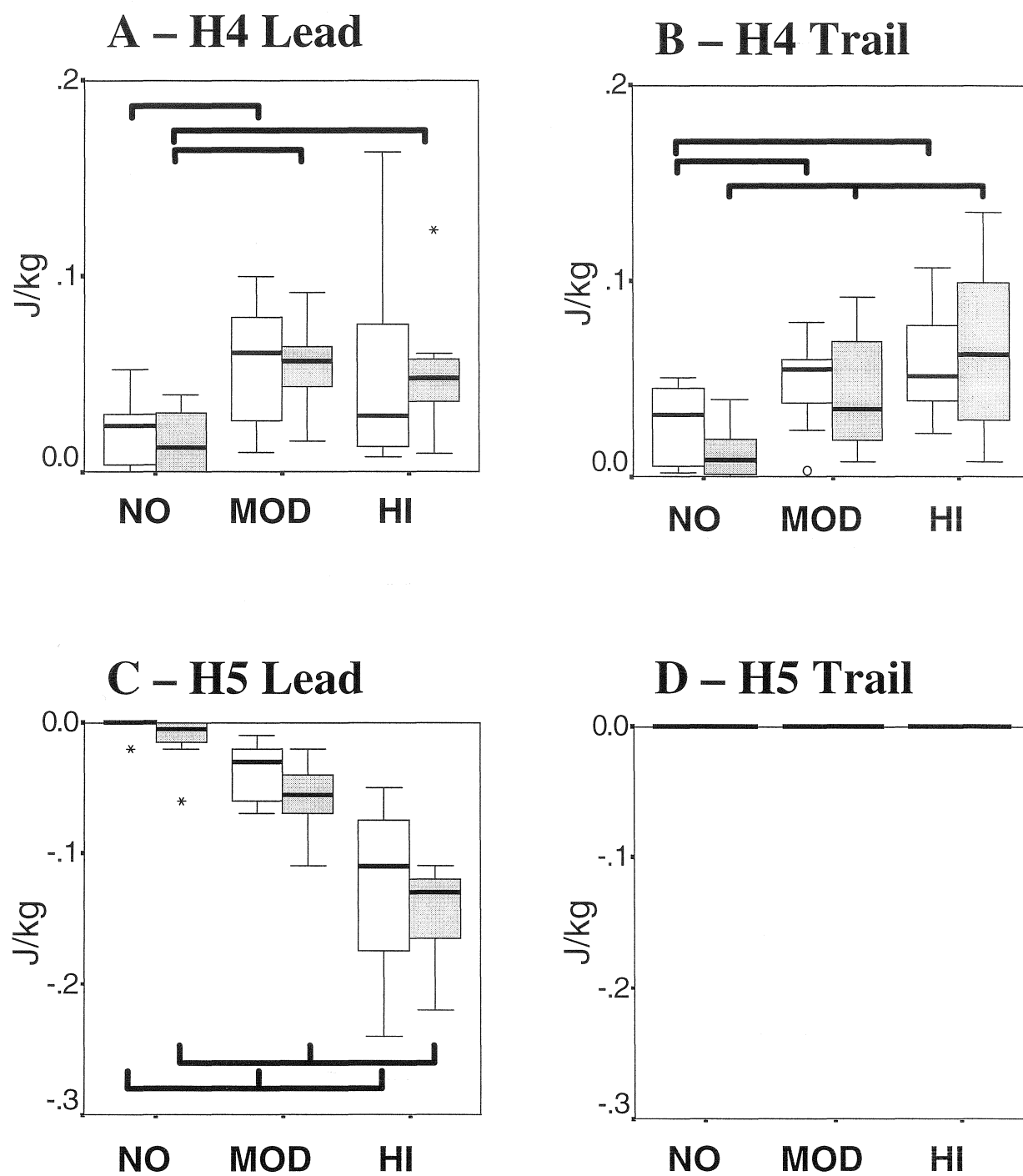


Figure 8

3.3. ARTICLE 3 :**BILATERAL CO-CONTRACTIONS OF ACTIVE AND INACTIVE SUBJECTS WHILE
WALKING OVER OBSTACLES OF DIFFERENT HEIGHTS**

à soumettre à Journal of Electromyography and Kinesiology

Assane Niang^{1,2} and Bradford J. McFadyen^{2,3}

¹Sherbrooke University Geriatric Institute, Sherbrooke;

²Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration

³Rehabilitation Department, Laval University, Québec, Canada

ABSTRACT

The main purpose of the present study was to determine the level of co-contraction during the avoidance of moderate and high obstacles, as well as to show the effect of physical activity level on such co-contractions. Sixteen young male adults (8 active and 8 inactive), aged 18 to 45 years, participated in the study. Activity levels were based on two questionnaires, the « Baecke Questionnaire of Habitual Physical Activity » and the « Lipid Research Clinics Physical Activity », these subjects were assigned to two equal groups of active and inactive subjects. The level of co-contraction was determined using an index developed by Falconer and Winter (1985), consisting in calculating the twice the common area of the linear envelop electromyographic signal of two muscles and dividing by the total activity area of the same two muscles for a given period of time. The index was expressed as a percentage. The EMG signals were obtained from the following 14 muscles bilaterally: the Rectus Femoris (RF), The Vastus lateralis (VL), the Semitendinosus (ST), the Biceps femoris (BF), the Gastrocnemius (Gas), the Soleus (Sol) and the Tibialis anterior (TA). The mean velocity of the center of mass, lead and trail stride lengths, and toe clearances were determined from sets of three non-collinear markers placed on the head, trunk, pelvis, thighs, legs and feet. The three experimental conditions included: level walking and the avoidance obstacles set to 10% and 30% of each subject's lower limb length. Only the results from the co-contraction present in the lead and trail legs and thighs during the swing phase were analysed in this study. The swing period was divided into initial (toe off to mid-swing) and final (mid-swing to heel contact) swing phases.

The results showed that active subjects were found to walk significantly faster than inactive subjects, and avoided the obstacles faster with the lead limb. There was no difference between the two groups and across conditions for toe clearance. Both groups chose to

significantly increase toe clearance with obstacle height. Inactive subjects also increased significantly stride length with obstacle height. The active subjects used this same strategy only during trail limb avoidance. The hypothesis of increased cautious was not confirmed during the initial phase of swing. During the final phase of swing, both groups used similar strategies to stabilize the joints except at the lead thigh level during avoidance of the moderate obstacle. The results suggest that physical activity level have a significant effect on the co-contraction present in the lower limbs during the avoidance of obstacles.

INTRODUCTION

In the last century, several changes in our daily live have been introduced by the technological revolution. The proliferation of motorized fast transportation means has fortunately reduced physical efforts to its most simple expression. This situation represent a real threat to our health, as inactivity related problems such as obesity, heart disease etc. are more and more present in the society, particularly among youth. As the average population perform less fundamental motor actions such as walking and running with an appropriate intensity level, it is possible that the ability to perform locomotion on uneven terrain, which is known to be more complex, is negatively affected.

Falls have already been related to obstacle avoidance during gait (Sorock, 1988) and are known to cause numerous injuries and even death (CIHI 2002). According to the National Trauma Registry, between 2000 and 2002, 75.7 % of the in hospital death by cause of injury in Canada were due to falls. Therefore, it seems important to investigate the possible impact of activity level on the controlled parameters expressed during obstructed walking.

Developmental studies of the gait pattern (Berger et al., 1985; Frost et al., 1997; Okamoto et al., 2001), training (Carolan and Cafarelli, 1992; Hakkinen, 1998; Ferri, 2003) and researches on precision tasks (Smith, 1981; Laursen et al., 1998) have demonstrated the importance of the muscular co-contraction, which could possibly play a role during obstacles avoidance task.

Joints stabilization seems to be the major function of the co-contraction in the movement (Carlsoo et Schwieler, 1968; Corser, 1973). Therefore stabilizing co-contractions during unobstructed walking has been observed at the hip in the young adults (Park et al., 1999), at the knee (Olney, 1985) and at the ankle (Brunt et al., 1990; Grillner, 1972; Leroux, 1992). Co-contraction has also been reported as a cause of movement inefficacy (Winter, 1978, 1990; Hammond et al., 1988). Clinical studies on pathological subjects such as cerebral palsy in the kids (Unnithan et al., 1996, Bowsher et al., 1992; Ikeda et al., 1998; Crenna et al., 1992; Lamontagne et al., 2000) also found results confirming that late hypothesis. Muscular co-contraction has also been observed during the learning of new motor activities (Basmajian, 1977; Hobart et al., 1975; Payton et Kelly, 1972) or when a high level of precision is required (Laursen, 1998; Maier, 1995).

Few studies have attempted to measure the co-contraction in the leg during gait (Falconer and Winter, 1985; Frost et al., 1998; Unnithan et al., 1996; Lamontagne et al., 2000). Meanwhile, the impact of co-contraction on the obstacle avoidance task has never been investigated. Whether co-contraction could be a limiting factor in a population performing less and less physical activity has never been studied in the past.

The goal of the present study is therefore to test the effect of activity level on the co-contraction present in the lower limbs of young adult subjects avoiding obstacles of different

heights during gait. It was hypothesized that: 1) active subjects will walk faster during level unobstructed trials, and avoid the obstacles faster with the lead and trail limbs; 2) that inactive subjects will demonstrate a more cautious strategy by exhibiting larger stride length and toe clearance with obstacle height; 3) inactive subjects will demonstrate a higher level of co-contraction in the bilateral legs and thighs when initiating the avoidance of obstacles; 4) due to their higher velocity, active subjects would demonstrate a higher level of co-contraction to stabilize the ankle and knee joints during the final phase of swing.

METHODS

For the present work, a total of 16 male subjects between the ages of 18 and 45 years were studied. All subjects were required to be of similar anthropometric characteristics and were divided into 2 equal groups according to their activity levels using the Baecke Questionnaire of Habitual Physical Activity (Baecke et al., 1982) and the Lipid Research Clinics Physical Activity (Ainsworth and Leon, 1993) questionnaire, both which have been shown to be reliable and valid (Pols et al., 1995 and Ainsworth et Leon., 1993 respectively). The Baecke questionnaire investigates one's level of activity by scoring the responses to several questions related to tasks at work and during non-sport leisure on a Likert scale. Two additional questions assess the number of months per year and hours per week of participation for the most frequently practiced sporting activities. A total score out of 14 is produced.

The shorter Lipid questionnaire requires the subject to rate his physical activity level as compared with others of similar age and sex in terms of much more active, much less active, or not applicable. As well, the subject is required to note if he is involved in strenuous activity at least three times per week. For the purposes of the present study, subjects were rated as active

(ACT) if they scored more than seven on the Baecke questionnaire alone and as inactive (INACT) if they both scored less than seven on the Baecke questionnaire and reported no strenuous activity at least three times a week on the Lipid questionnaire. Statistical analysis performed on the anthropometrics and Baecke questionnaire data shows that ACT and INACT groups were statistically different for activity level ($p < 0.001$), but were not different anthropometrically.

The gait conditions studied consisted of level unobstructed walking, avoiding an obstacle 122 cm wide and 2 cm deep with the height set to 10 % of the subject's lower limb length, and avoiding the same obstacle with the height set to 30 % of the subject's lower limb length. All of the conditions presented here involved the subject's natural walking speed as determined prior to testing. Collection involved 5 trials, involving proper contact on the force plates and adequate visibility of all markers, for analyses.

For the collection of electromyographic data, disposable (Medi-trace) surface electrodes were attached over the chosen muscles of each limb after adequate preparation of the skin in a bipolar configuration. The muscles targeted included: rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), semi-tendinosis (ST), biceps femoris (BF), gastrocnemius (Gas), tibialis anterior (TA), and soleus (Sol) muscles. A ground electrode was also placed on the extremity of the clavicle. After installation of all electrodes, a test was undertaken (Winter, et al., 1994) to detect and correct for any presence of crosstalk between muscles. During the cross-talk tests, the subject had a visual feedback of the activity of the tested muscles on a computer screen. EMG signals were high pass filtered at 50Hz with a second order Butterworth filter to remove low frequency noise affecting the baseline. The bias (mean of the signal) was then removed, and the signal was full wave rectified and filtered with a low pass 2nd order Butterworth filter at 3Hz to obtain a linear

envelope. A threshold was determined and removed from the signals. The computation of the threshold was based on the rectified signal obtained during level walking trials. The values set as threshold was 4 times the maximal standard deviation of the mean minimum activity of the signal over the five level walking trials. An Index of co-contraction was determined for two pairs of antagonist muscles. Twelve cases were then obtained corresponding to the following co-contraction pairs: RF/BF, RF/ST, VL/BF, VL/ST, TA/Gas. The bilateral co-contractions occurring at the leg and thigh level of the initial and final phases of the swing were determined. Initial phase of the swing was the window from toe-off to mid-swing, while final phase was from mid-swing to second heel contact for each limb respectively. During obstacle avoidance trials, the studied cycle was the crossing cycle.

During each phase, areas where the two muscles were simultaneously active (activity higher than the set threshold) were computed. Areas were summed according to each muscle to determine the contribution of each muscle to the co-contraction within the phase. The index of co-contraction (I) was estimated using the following formula (Falconer and Winter, 1985):

$$I = \frac{2 * [\text{common area}]}{[\text{Total area of the 2 muscles in the phase}]} * 100$$

Co-contraction was defined as the common area of the agonist and antagonist muscles depending on the case and the phase (initial or final). During each phase, an estimate of the co-contraction occurring in the leg and thigh was obtained by computing the median co-contraction across leg and thigh cases. The choice of the median to represent co-contraction in the leg and thigh was made because it was impossible to monitor all muscles in the leg and thigh. A module was created in Matlab 5.1 to filter the EMG signals and determine all co-contractions using the

index of co-contraction formula. Intra-group variability was computed using the absolute value of the difference between each subject co-contraction and the median of the group.

For the initial and final phases of swing, medians were calculated across trials and subjects and non-parametric comparisons between groups (Mann-Whitney) or across conditions (Friedman) were performed to test for significant differences at $p \leq 0.05$. Post-hoc analyses were performed using the Wilcoxon tests.

RESULTS

Spatial-temporal patterns

Comparison of the median gait speed as recorded from the velocity of the center of mass (CM) showed that ACT subjects walked faster than INACT subjects in general, and this difference was significant for the lead limb for all conditions and the trail limb for unobstructed walking (Table1). During trail limb obstacle avoidance, the ACT subjects tended to decrease their gait speed, although not significantly, while INACT subjects also tended to decrease their speed but less so (Table1). As for normalized stride length, there were no differences between groups for any condition or limb. However, INACT subjects significantly increased their normalized stride lengths for both limbs as the height of the obstruction was increased, while ACT subjects only increased their trail stride length for obstructed walking, but showed no differences between obstacle conditions. Finally, toe clearance was similar between the two activity groups in each experimental condition. When compared across conditions, both physical activity groups also performed similarly by significantly increasing lead and trail toe clearance with obstacle height.

Both activity groups demonstrated similar joint angle patterns when compared across the three experimental walking conditions (Figures 1 and 2). Differences were found in the joints angle patterns when comparing lead and trail limbs. All joint angles of the lead limb (Figure 1) increased in amplitude with increased obstacle height. When considering the trail limbs during obstructed conditions, dorsiflexion movement at the ankle level (Figures 2A, B) was found to be delayed for the trail limb until about 70% (particularly for the higher obstacle) of the gait cycle with less dorsiflexion than for the lead limb. At the knee level (Figures 2C, D), the slope of the curves was more pronounced with increased obstacle height with less flexion at toe off (about 20 degrees for the highest obstacle condition). At the hip level (Figures 2E, F), a lower maximum flexion amplitude was exhibited for the trail limb in comparison to the lead limb (Figures 1E, F), with a tendency, particularly in the highest obstacle condition, to delay the maximum hip flexion until after mid-swing.

EMG patterns

Patterns of muscle activations exhibited by both groups were similar to those reported in the literature during level and obstructed walking (McFadyen and Winter, 1991; Patla et al, 1991). Figure 3 and 4 illustrate respectively the lead and trail EMG patterns occurring during the swing phase for active and inactive subjects. For all muscles, general patterns for the lead and trail limbs were similar between ACT and INACT subjects, with all muscles showing changes across experimental conditions. When considering the lead limb during the initial phase of swing, the Gas and SOL (Figures 3 a, b and c, d respectively), already with little activity, did not show much change, while the TA increased in amplitude with obstacle height (Figure 3e, f). At the thigh level, the BF and the ST (Figures 3 k, l and m, n respectively) were silent during the initial phase of swing of the level walking condition, but exhibited increased activity with

augmented obstacle height. When considering the trail limb, differences were observed in the occurrence of the burst with respect to the percentage of the swing phase. The maximum amplitude of the TA observed between 70% and 75% of the initial phase of swing for the lead limb (Figures 3e, f) was delayed until around mid-swing during obstacle avoidance by the trail limb (Figures 4e, f). When considering the trail leg plantarflexors, only the Gas muscle (Figures 4a, b) showed a tendency toward increased activity with augmented obstacle height. At the thigh level, the trail BF and ST muscles (Figure 4k, l and m, n respectively) were similar to those of the lead limb (Figure 3k, l and m, n respectively) with apparently higher absolute activity for obstacle avoidance trials during the initial phase of swing for the BF, and earlier peak activity for both muscles, as compared to the trail limb. The maximum amplitude of the trail RF EMG (Figures 4g, h) was shifted later, with increased amplitude, as obstacle height increased.

During the final phase of swing with the lead limb, the Gas and SOL (Figure 3a, b and c, d respectively) showed very little activity across conditions. The TA (Figure 3e, f) increased activity for both obstructed trials. At the thigh level, both BF and ST (Figure 3k, l and m, n respectively) increased activity before heel contact, but showed lower activity for obstacle avoidance versus unobstructed walking. The RF and VL (Figures 3g, h and i, j respectively) also showed an increase in activity during the final phase of swing that appears higher for obstructed walking.

At the leg level during the final phase of swing with the trail limb, the TA (Figures 4e, f) decreased its activity until about 90% of the gait cycle and then increased activity with no change across conditions at heel contact. During the final phase of swing, the trail Gas and SOL muscles (Figure 4a, b, and c, d respectively) also, like the lead limb, showed little activity across conditions. At the thigh level, the BF and ST (Figure 2k, l and m, n respectively) increased their

activity from about 85 % of the gait cycle until heel contact for all conditions, with little difference between conditions. During obstructed trials, the RF showed a burst of activity in mid-swing. The VL (Figures 4i, j) showed little change across conditions, with an increase in activity towards heel contact.

Co-contraction

In general, when considering the initial (Figures 5, A to D) and final phases (Figure 6, A to D) of swing, ACT subjects tended to exhibit more co-contraction in the leg and thigh than the INACT subjects, except for the lead leg during the initial phase of swing for the high obstacle (Figure 5A) and during the final phase of swing for both obstacle conditions (Figure 6A). The only significant difference during the initial phase of swing, however, was found for the trail thigh during high obstacle condition (Figure 5D). In that latter condition, ACT subjects demonstrated a significantly higher level of co-contraction between the anterior (RF and VL) and posterior (BF and ST) thigh muscles. However, several differences were found when comparing the strategies used by the two groups to adapt across conditions (Figure 5, A to C). During the initiation of the avoidance with the lead limb, INACT subjects significantly increased leg co-contraction in the high obstacle condition in comparison to the unobstructed walking condition, while ACT subjects kept similar amounts of leg co-contraction across conditions (Figure 5A), although data for both groups were more variable for the high obstacle. At the thigh level, both experimental groups significantly increased co-contraction with obstacle height with the exception that INACT subjects did not increase co-contraction in the moderately obstructed condition as compared to the unobstructed walking condition (Figure 5B). However, variability was higher for the active subjects in the unobstructed condition. When considering the trail limb during the initiation of the swing phase, INACT subjects significantly increased leg co-

contraction in the higher obstacle condition as compared to the other two walking conditions (Figure 5C). Although not significant, ACT subjects tended towards similar strategies as the INACT subjects (Figure 4C). At the trail thigh level, both groups performed similarly by keeping similar amounts of co-contraction across conditions, except for the significantly higher co-contraction proportion for ACT subjects for the high obstacle (Figure 5D). Variability was high across conditions.

During the final phase of swing (Figure 6), ACT subjects demonstrated significantly higher levels of co-contractions than INACT subjects only in the lead thigh during the moderately obstructed condition (Figure 6B) and in the trail leg during the unobstructed walking condition (Figure 6C). When comparing the two experimental groups across conditions, both groups performed similarly at the lead leg level by significantly increasing co-contraction with obstacle height, although apparently more so by INACT subjects (Figure 6A). When considering the lead thigh level, the two experimental groups also performed similarly across conditions by exhibiting a tendency, although not significant, to increase co-contraction with obstacle height (Figure 6B). When considering the trail limb during the final phase of swing, INACT subjects were found to significantly increase leg co-contraction in the higher obstacle condition as compared to the two other walking conditions (Figure 6C). Although not significant, ACT subjects tended to similar strategy than the INACT, but with higher variability. When considering the trail thigh segment during the final phase of swing, both groups performed similarly by exhibiting a significantly higher level of co-contraction (also with higher variability) in the high obstacle condition as compared to the two other walking conditions (Figure 6D).

DISCUSSION

The goal of the present study was to determine the proportion of co-contraction during unobstructed and obstructed walking, as well as whether physical activity level has an impact on such co-contraction. During the initial swing phase, leg and thigh co-contraction was found to be due to the transition between muscle activities required for vertical clearance and forward limb advancement. During late swing, co-contraction was more simultaneous between opposing muscles and is probably due more to the limb stability in preparation for contact as discussed by Falconer and Winter (1985) and Leroux et al. (1992). Active subjects were found to coordinate the transitory co-contraction phase in initial swing differently for the trail thigh segment during high obstacle avoidance only. During the final phase of swing, active subjects demonstrated higher stabilizing co-contraction in the lead thigh segment when confronted with moderate obstacles. Details are provided below after a brief discussion of locomotor differences between the activity groups.

Spatio-temporal differences

The present study demonstrated that a higher level of physical activity results in an increased walking speed and the ability to avoid the obstacles faster with the lead limb. The absence of significant differences across conditions for lead gait speed suggests that both groups were not greatly challenged by the presence of obstacles. However the avoidance of the high obstacle with the trail limb seems to be more challenging for the faster walking active subjects who decreased their crossing speed to similar values than the inactive subjects. These latter results were in good agreement with those obtained for stride length. Inactive subjects were found to have significantly increased lead and trail stride lengths with obstacle height while

active subjects increased stride length during trail limb avoidance only. The strategy observed in the active subjects for the trail crossing speed is probably related to the difference observed between the lead and trail limbs for the joint angular patterns. When comparing lead and trail joint angles, the major differences were in the lower amplitudes observed for the trail ankle and hip joints during obstructed trials. Active knee flexion has already been shown to provide increased hip and ankle flexion during lead limb avoidance (McFadyen and Winter, 1991; Patla and Prentice, 1995). Meanwhile, trail ankle and hip flexions do not seem to be influenced by knee flexion, as shown by the lower amplitudes in comparison to the lead limb. Therefore, in terms of joints angles, obstacle avoidance with the trail limb is different than the one performed with the lead limb. During trail limb avoidance, the knee seems to flex faster than the lead limb as demonstrated by the more pronounced slope of the curves during obstructed trials. Further analysis of the EMG patterns could highlight these differences observed between lead and trail limb joint angles patterns during obstructed trials. As both groups performed similarly for trail crossing speed, and trail stride length, avoidance of the obstacles with the trail limb seems to require aptitudes unrelated to physical activity level.

EMG patterns

EMG patterns were quite similar between active and inactive subjects across the different conditions and limbs. Increases in ankle dorsiflexor and knee flexor EMG in presence of obstacles has already been reported during swing in previous studies for the lead limb (Patla and Rietdyk, 1993; McFadyen and Winter, 1991). An increase in lead knee flexor (ST) and ankle dorsiflexor (TA) has also been reported as a function of obstacle height (McFadyen and Winter, 1991). The increase in RF following trail limb avoidance as a function of obstacle height (Figure

4g, h) is probably for limb progression through active knee extension that as seen in Figures 2C and D.

The initiation of the avoidance of the obstacle with the trail limb was very different compared to the lead limb in terms of EMG. There was a temporal delay of the EMG bursts associated with the ankle dorsiflexors, and the knee flexors and extensors. Because of the closer proximity of the trail foot with the obstacle, these bursts occurred earlier for the knee flexors and later for the ankle dorsiflexors and knee extensors in comparison to those of the lead limb. The early activation of the trail knee flexors appears to be necessary to avoid contact between the trail leg and the obstacle closer in proximity to the foot. The later activation of the ankle dorsiflexors and knee extensors controls the safe forward progression of the limb over the obstacle by delaying their respective movements until the obstacle has been cleared by the foot. It is possible that the reason why the trail limb avoidance is performed at the same speed for both physical activity groups is due to the increased coordination required by this decoupling of control for vertical clearance and forward limb progression.

Co-contraction

During the initiation of the swing phase with the lead limb (from 60% to 70% of the swing phase), the co-contraction in the leg by dorsi- and plantar flexors is due to the transition of activity of these muscles. At toe-off, the foot is still plantar flexing after the propulsion made by a concentric contraction of the GAS and SOL muscles and also aided by gravity. The TA muscle activation following toe-off will reverse the plantar flexion and initiate the dorsiflexion of the foot for ground or obstacle clearance.

The observed co-contraction in the thigh is due to the simultaneous, but low, activity of the RF and VL muscles controlling the backward rotation of the leg versus the ST or BF muscles required for knee flexion during obstacle avoidance. Both ST and BF muscles showed an increase in activity as a function of obstacle height, although this is not reflected in the co-contraction index because the knee extensor muscles do not increase much and the common area is not greatly affected. In fact, if the first muscle determining the common area remains constant, while the other increases and the co-contraction index could decrease. At the end of the initiation of the swing phase with the lead limb (from 70% to 80% of the swing phase), transition was again a factor. The co-contraction in the thigh was due to the decreased activity of both ST and BF muscles versus a low activity in RF and VL for limb progression.

During the initial phase of trail limb avoidance some differences in the muscle transitory activity causing the co-contraction in the leg and thigh segments were observed. At the leg level, the maximum activity observed for the TA muscle was closer to mid-swing, delayed until after clearance before repositioning the foot from its plantar flexed position as was discussed previously in the literature (McFadyen et al., 1993). At the thigh level, the maximum activity of ST and BF muscles were closer to toe off. An increased activity was observed for the knee extensors particularly for the RF which demonstrated an increased activity during the final part of the initial phase. This extensor activity would provide the knee extension observed in the kinematic analysis to aid in advancing the limb forward. Therefore, the observed co-contractions in the leg and thigh segments resulted from the superposition of the flexor and extensor muscular activities required obviously to control both vertical clearance in the earlier part of this initial phase and forward limb progression towards mid-swing. Active subjects, then, tended to have a greater overlap in this transition of antagonistic activity.

During the final phase of swing of both lead and trail limbs, all muscles increased their activity before heel contact except for the GAS and SOL muscles that remained low in activity. This increased muscle activity by antagonists at the end of swing is in agreement with the expected role of co-contraction in joint stabilization before heel contact. In general, the increase in activity was made during the final part of the swing (from 90% to 100% of the swing phase). During the early part of the final phase (80% to 90% of the swing phase), these muscles also showed a decrease in activity.

Our hypothesis that Inactive subjects would have demonstrated a higher level of leg and thigh co-contraction during the initiation of the swing period was not confirmed. The initiation of the swing phase is essential for accurately establishing an adequate foot clearance. Due to their decreased activity level and participation in sports, we expected the inactive subjects to demonstrate a lower aptitude in coordinating the lower limb agonist and antagonist muscles during the initiation of the swing phase. This decreased aptitude was expected to be demonstrated by a higher level of leg and thigh co-contraction particularly when avoiding obstacles. The general tendency, however, for higher co-contraction by the active subjects, coupled with the observation of the similar EMG patterns across groups, suggests that co-contraction during the initiation of the swing phase is not due to inexperience or to caution. As previously stated, the observed co-contraction in the leg and thigh segments is due to the superposition of the muscular activities required for vertical clearance versus limb advancement, and the tendency for active subjects to show more co-contraction is perhaps indicative of a different level of coordination of transitory activity between the cessation of the activation of one muscle and the initiation of its antagonist. When compared for each condition, the only significant difference between groups for initial swing was at the trail thigh level, during the avoidance of the high obstacle. The higher level of co-contraction observed in the active subjects

at this time, is probably related to a strategy to maintain the trail crossing speed or to increase trail stride length over high obstruction.

When comparing the two experimental groups for changes across conditions, the only obvious difference was that inactive subjects increased co-contraction in the higher obstacle condition. It is interesting to note that inactive subjects did not exhibit a similar trend than the active subjects to increase trail thigh co-contraction as a function of obstacle height. In the trail limb, the dissociation of the muscular bursts responsible for vertical clearance and limb advancement is probably the reason for this difference in strategy. Due to their greater physical activity, active subjects demonstrated a tendency to overlap these latter events more across conditions resulting in higher transitory antagonistic muscle co-contraction in the higher obstacle condition. It is possible that without this latter strategy, the extent of the decrease in gait speed during trail limb avoidance of obstacles would be greater. It is also possible that the decoupling of the EMG bursts required an increase in stride length without consideration for activity level.

When considering the co-contraction in the lead thigh, the difference between the two groups from the level to the moderately obstructed condition was due to the higher variability of the active subjects in that latter condition. Five subjects demonstrated a tendency to increase thigh co-contraction in that late condition. It is possible that when confronted with a moderate obstacle, these subjects increased the RF muscle activity to initiate earlier forward lead limb progression. Despite this higher variability, both groups demonstrated a similar trend to increase lead thigh co-contraction in the higher obstacle condition.

The strategy adopted across conditions by the inactive subjects during initial swing for the lead and trail leg co-contraction seems to be due to an increased activity of the SOL, particularly

in the higher obstacle condition. Therefore, when initiating the dorsiflexion in the presence of the high obstacle, an increased activity of the SOL counteracts the TA muscle activation. In the inactive subjects, this increased activity of the SOL muscle is probably helps plantarflexion during obstructed trials.

During the final phase of swing, the muscular adjustments in the leg and thigh segments prepare for ground contact by respectively stabilizing the ankle and knee joints. We expected the active subjects to exhibit higher levels of co-contraction to stabilize the ankle and knee joints due to their higher walking speed. This was confirmed generally by a tendency for higher co-contraction by the ACT subjects, but was only significant for the lead thigh segment during the moderate obstacle condition. These results show that the avoidance of the moderate obstacle requires a higher stabilization of the active subjects lead knee due to their higher lead crossing speed. When confronted with the higher obstacle, the lack of significant difference between the two groups is probably due to the tendency in the inactive subjects towards increased co-contraction with augmented obstacle height. The difference between the lead and trail limbs observed for the co-contraction level in the leg during unobstructed walking condition is probably due to the index use in the present study. This index determines a proportion of the common activity between muscles that are anatomically opposed. Therefore higher levels of co-contraction could be reported for low levels of muscle activity.

Except at the trail leg segment were active subjects were found to be more variable, both groups performed similarly across conditions for joint stabilization. This tendency towards similar strategies adopted across conditions suggest that the bilateral stabilization of both ankle and knee joints is important in the presence of obstacles. With increased obstacle height, enhanced co-contraction in the lower limbs before heel contact probably ensures adequate joint

stabilization to prevent integrity. During lead limb avoidance, the strategy adopted by the two groups towards greater stabilization of the ankle is probably related to the decreased proximity between the foot and the obstacle following clearance. At the trail thigh level, the similar co-contraction strategy adopted by the two groups across conditions is probably related to the required increase in stride length observed during trail limb avoidance.

CONCLUSION

The present study is, to our knowledge, the first attempt to quantify muscle co-contraction in the lower limb during obstructed walking. At the kinematic level, active subjects were found to walk faster during unobstructed trials and to avoid the obstacles faster with the lead limb. Both groups performed similarly by increasing normalized stride length when confronted with obstacles. The two groups also performed similarly by increasing toe clearance with obstacle height. Joints angles and EMG patterns were found to be similar between groups, but different when comparing the lead and trail limbs. This difference between limb patterns was associated with the decoupling of the control responsible for limb elevation versus advancement. During the initial phase of swing, co-contraction in the limbs was found to be due to the transition of the muscles activities required for progression and limb elevation. Active subjects coordinated this transition period differently than the inactive subjects when confronted with the high obstacle. During the final phase of swing, stabilizing co-contraction was found to be used similarly by both groups except at the lead thigh level during avoidance of the moderate obstacle. The results suggest that physical activity level has an effect on the co-contraction present in the lower limbs during the avoidance of obstacles, but a greater proportion of co-contraction is not necessarily related to a decrease in activity level.

Acknowledgements:

Technical assistance provided by Guy St-Vincent, François Comeau, and Martin Gérin-Lajoie.

This work was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada.

Mr. Niang received a PhD fellowship from CONFEJES, Sénégal.

REFERENCES

1. Ainsworth, B. E.; Jacobs, D. R. Jr, and Leon, A. S. Validity and reliability of self-reported physical activity status: the Lipid Research Clinics questionnaire. *Med Sci Sports Exerc.* 1993; 25(1):92-98.
2. Baecke J.A. ; Burema, J., and Frijters, J. E. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr.* 1982; 36: 936-942.
3. Basmajian. Motor control and learning : a working hypothesis. *Archives of Physical Medecine and Rehabilitation.* 1977; 58:38-41.
4. Berger, W.; Quintern, J., and Dietz, V. Stance and gait perturbations in children: developmental aspects of compensatory mechanisms. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1985; 61(5):385-395.
5. Bowsher, A. K.; Damiano, D. L., and Vaughan, C.L. Joint torques and co-contraction during gait for normal and cerebral palsy children; *Proceedings of NACOB II, Chicago.* 1992; 319-320.
6. Brunt, B.; Williams, J., and Rice, R. R. Analysis of EMG activity and temporal components of gait during recovery from perturbation. *Archives of Physical Medecine and Rehabilitation.* 1990; 71:473-477.
7. Carlsoo, S. and Schwieler, G. H. Cocontraction and reciprocal activation of the extensor and flexor muscles during the movement at the ankle and knee joints. *Electromyography.* 1968; 8(1):111-124.
8. Carolan, B. and Cafarelli, E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol.* 1992; 73(3):911-917.

9. Corser, T. Cocontraction and reciprocal relaxation in the ankle plantar flexors and dorsiflexors during rapid stepping and jumping. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1973; 13:289-306.
10. Crenna, P.; Inverno, M.; Frigo, C.; Palmieri, R., and Fedrizzi, E. Pathophysiological profile of gait with cerebral palsy. *Med Sport Sci.* 1992; 36:186-198.
11. Falconer, K. and Winter, D. A. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1985; 25(2-3):135-149.
12. Ferri, A.; Scaglioni, G.; Pousson, M.; Capodaglio, P.; Van Hoecke, J., and Narici, M. V. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiol Scand.* 2003; 177(1):69-78.
13. Frost, G.; Dowling, J.; Dyson K., and Baor-Or, O. Co-contraction in three age groups of children during treadmill locomotion. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 1997; 7:179-186.
14. Grillner, S. The role of muscle stiffness in meeting the changing postural and locomotor requirements for force development by the ankle extensors. *Acta Physiologica Scandinavica.* 1972; 86:92-108.
15. Hakkinen, K.; Kallinen, M.; Izquierdo, M.; Jokelainen, K.; Lassila, H.; Malkia, E.; Kraemer, W. J.; Newton, R. U., and Alen, M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *J Appl Physiol.* 1998 Apr; 84(4):1341-1349.
16. Hammound, M. C.; Fitts, S. S.; Kraft, G. H.; Nutter, P. B.; Trotter, M. J., and Robinson, L. M. Co-contraction in the hemiparetic forearm:Quantitative EMG evaluation. *Archives of Physical Medecine and Rehabilitation.* 1988; 69:348-351.
17. Hobart, D. J.; Kelly, D. L., and Bradley, L. S. Modifications occuring during acquisition of a novel throwing task. *American Journal of Physical Medicine.* 1975; 54:1-24.

18. Ikeda, A. J.; Abel, M. F.; Granata, K. P., and Damiano, D. L. Quantification of co-contraction in spastic cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1998; 38:497-504.
19. Lamontagne, A.; Richards, C. L., and Malouin, F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000; 10(6):407-415.
20. Laursen, B.; Jensen, B. R., and Sjogaard, G. Effect of speed and precision demands on human shoulder muscle electromyography during a repetitive task. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1998 Nov; 78(6):544-548.
21. Leroux, M. Mécanismes musculaires de stabilisation de l'arrière-pied lors de la marche perturbée Thèse de Doctorat. 1992. Université de Montréal.
22. Maier, M. A. and Hepp-Reymond, M. C. EMG activation patterns during force production in precision grip. II. Muscular synergies in the spatial and temporal domain. *Exp Brain Res*. 1995; 103(1):123-136.
23. McFadyen, B. J. and Winter, D. A. Anticipatory locomotor adjustments during obstructed human walking. *Neuroscience Research Communication*. 1991; 9, 37-44.
24. Okamoto, T.; Okamoto, K., and Andrew, P. D. Electromyographic study of newborn stepping in neonates and young infants. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2001; 41(5):289-296.
25. Olney, S. J. and Winter, D. A. Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *J Biomech*. 1985; 18(1):9-20.
26. Park, S., Krebs, D. E., and Mann, R. W. Hip muscle co-contraction: evidence from concurrent in vivo pressure measurement and force estimation. *Gait and Posture*. 1999; 10(3):211-222.
27. Patla, A. E. and Prentice, S. D. The role of active forces and intersegmental dynamics in the control of limb trajectory over obstacles during locomotion in humans. *Exp Brain Res*. 1995; 106(3):499-504.

28. Patla, A. E.; Prentice, S. D.; Robinson, C., and Neufeld, J. Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 1991 Aug; 17(3):603-34.
29. Patla, A. E. and Rietdyk, A. Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion:effect of obstacle height and width. *Gait and Posture.* 1993; 1:45-60.
30. Payton, O. D. and Kelley, D. L. Electromyographic evidence of the acquisition of a motor skill. *Physical Therapy.* 1972; 52:261-266.
31. Pols, M. A.; Peeters, P. H. M.; Bueno-De-Mesquita, H. B., and et al. Validity and repeatability of a modified Baecke Questionnaire on physical activity. 1995; 24: 381-388.
32. Smith, A. M. The coactivation of antagonist muscles. *Can J Physiol Pharmacol.* 1981; 59(7):733-747.
33. Sorock, G. S. Falls among the elderly: epidemiology and prevention. *Am J Prev Med.* 1988; 4:282-288.
34. Unnnithan, V. B.; Dowling, J. J.; Frost, G.; Volpe A. , and Bar-Or, O. Cocontraction and phasic activity during gait in children with cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1996; 36:487-494.
35. Winter, D. A. Energy assessments in pathological gait. *Physiotherapie Canada.* 1978; 30:183-191.
36. Winter, D. A.; Fuglevand, A. J., and Archer, S. E. Crosstalk in surface electromyography:theoretical and practical estimates. *J Electromyogr Kinesiol.* 1994; 4:15-26.
37. Winter, D. A.; Patla, A. E.; Frank, J. S., and Walt, S. E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy.* 1990; 70:340-347.

Tables

Table 1: Comparison of normalized stride length, mean velocity of CM and toe clearance (medians, minimum and maximum) for lead and trail limbs of active (ACT) and inactive (INACT) subjects between groups and across conditions.

	Condition	Limb	Normalized Stride length	Mean Velocity of CM	Toe Clearance
ACTIVE	NO	Lead	1.85 (1.70-2.09)	1.60 (1.47-1.84)	2.20 (0.25-2.99)
		Trail	1.83 (1.69-2.01)	1.59 (1.46-1.79)	3.31 (1.61-3.91)
	H10%	Lead	1.90 (1.74-2.01)	1.57 (1.40-1.76)	11.33 ^a (5.50-16.06)
		Trail	1.91 ^a (1.81-2.10)	1.55 (1.38-1.75)	8.28 ^a (4.32-21.65)
	H30%	Lead	1.91 (1.65-1.96)	1.51 (1.30-1.80)	14.09 ^{ab} (8.93-19.56)
		Trail	2.03 ^a (1.72-2.15)	1.43 (1.19-1.76)	18.89 ^{ab} (3.47-26.21)
INACTIVE	NO	Lead	1.63 (1.44-1.97)	1.34 ^c (1.09-1.65)	1.97 (0.74-3.80)
		Trail	1.62 (1.41-1.98)	1.33 ^c (1.10-1.67)	3.42 (2.58-4.15)
	H10%	Lead	1.72 ^a (1.50-1.98)	1.37 ^c (1.05-1.63)	9.20 ^a (5.88-16.35)
		Trail	1.76 ^a (1.50-2.07)	1.36 (1.07-1.66)	8.29 ^a (5.24-11.43)
	H30%	Lead	1.83 ^{ab} (1.63-1.98)	1.27 ^c (1.20-1.67)	16.08 ^{ab} (8.44-18.68)
		Trail	1.89 ^{ab} (1.64-2.14)	1.27 (1.12-1.64)	12.06 ^{ab} (6.67-26.05)

^a: Different from NO; ^b: Different from H10%; ^c: Different from ACT NA: Non applicable

Captions

Figure 1: Median joint angles during the swing phase of the ACT (left column) and INACT (right column) subjects. Lead ankle (A, B), knee (C, D), and hip (E, F). Solid lines are for the unobstructed walking condition, dashed lines are for the moderately obstructed condition and dotted lines are for the high obstacle walking condition.

Figure 2: Median joints angles during the swing phase of the ACT (left column) and INACT (right column) subjects. Trail ankle (A, B), knee (C, D), and hip (E, F). Solid lines are for the unobstructed walking condition, dashed lines are for the moderately obstructed condition and dotted lines are for the high obstacle walking condition.

Figure 3: EMG activity of the ACT (left column) and INACT (right column) subjects for the Lead leg (a, b, c, d, e, f) and thigh (g, h, i, j, k, l, m, n). Solid, dashed and dotted lines are respectively for unobstructed, moderate and high obstacle conditions.

Figure 4: EMG activity of the ACT (left column) and INACT (right column) subjects for the Trail leg (a, b, c, d, e, f) and thigh (g, h, i, j, k, l, m, n). Solid, dashed and dotted lines are respectively for unobstructed, moderate and high obstacle conditions.

Figure 5: Boxplots of the percentage of co-contraction in the lead leg (A), lead thigh (B), trail leg (C) and trail thigh (D) segments during the initial phase of swing for the ACT (gray) and INACT (white) subjects.

Figure 6: Boxplots of the percentage of co-contraction in the lead leg (A), lead thigh (B), trail leg (C) and trail thigh (D) segments during the final phase of swing for the ACT (gray) and INACT (white) subjects.

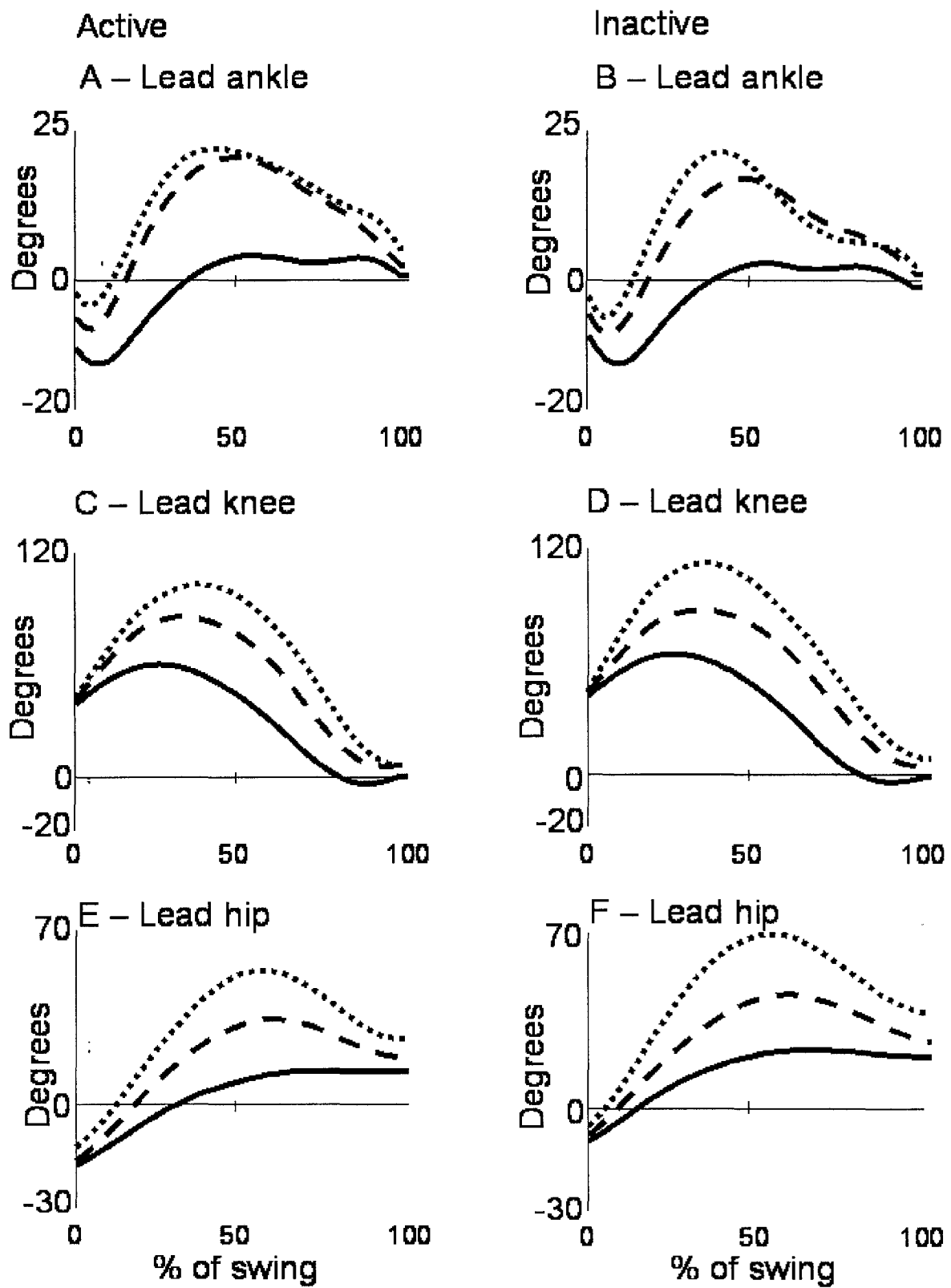


Figure 1

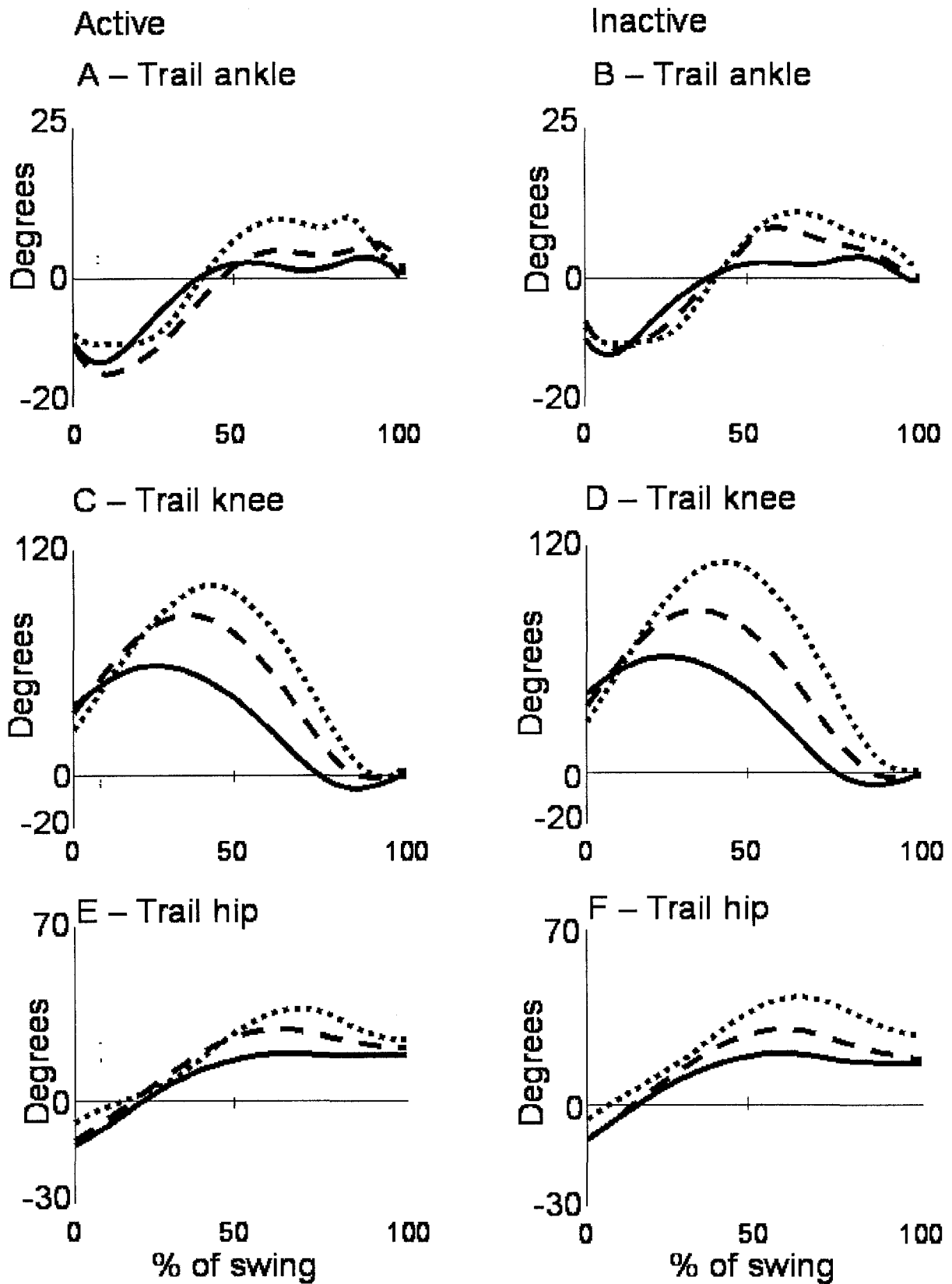


Figure 2

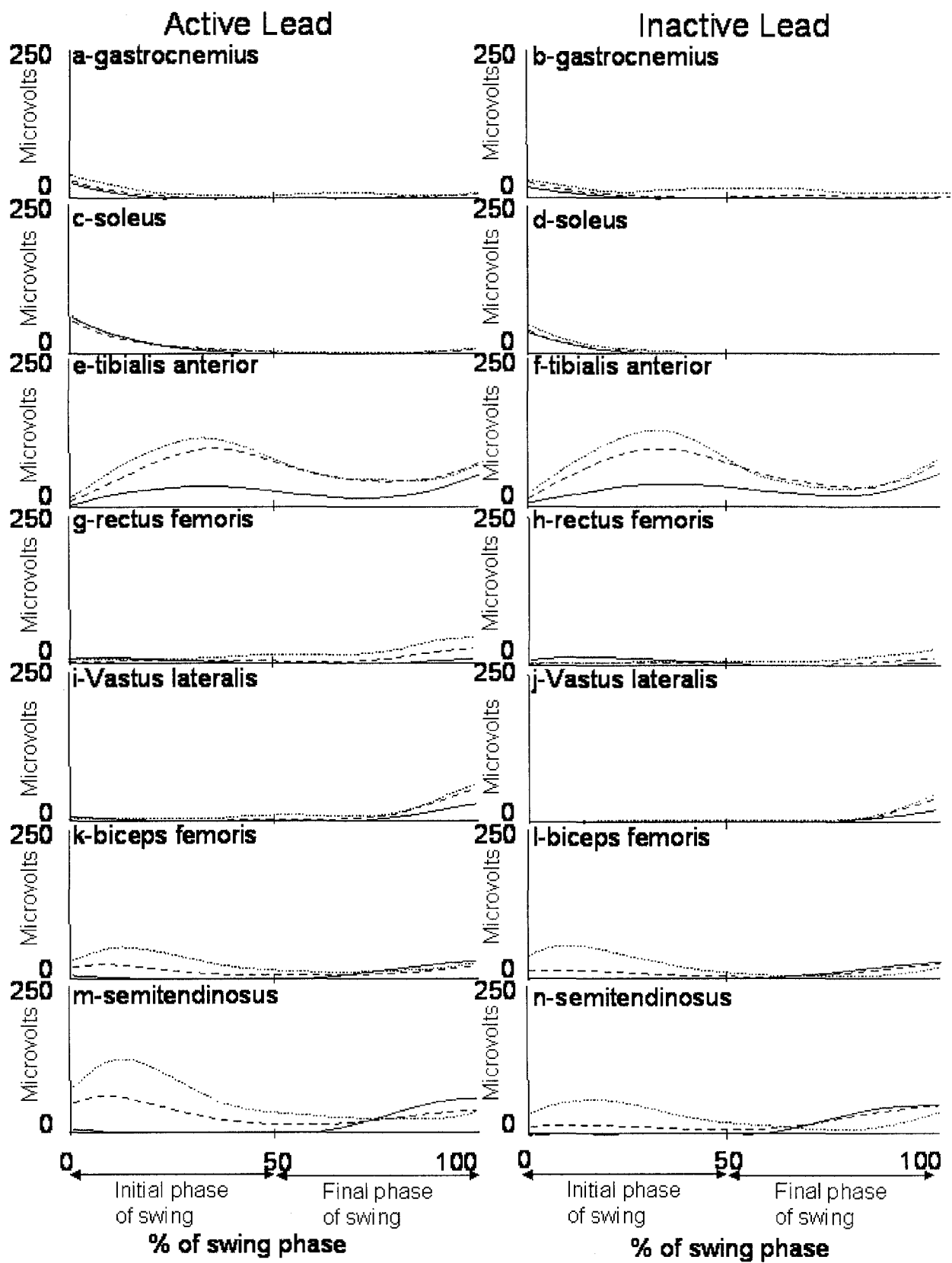


Figure 3

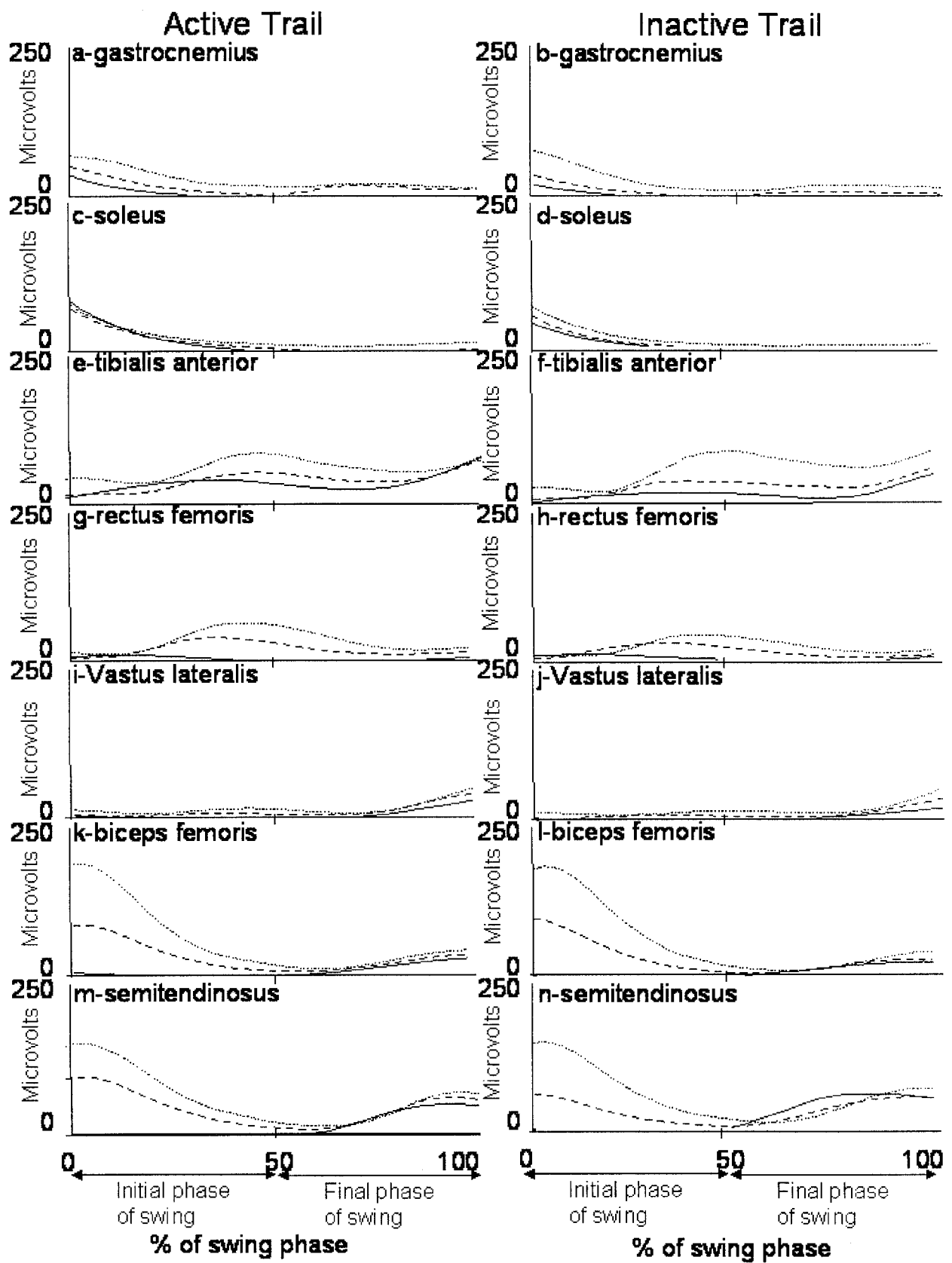


Figure 4

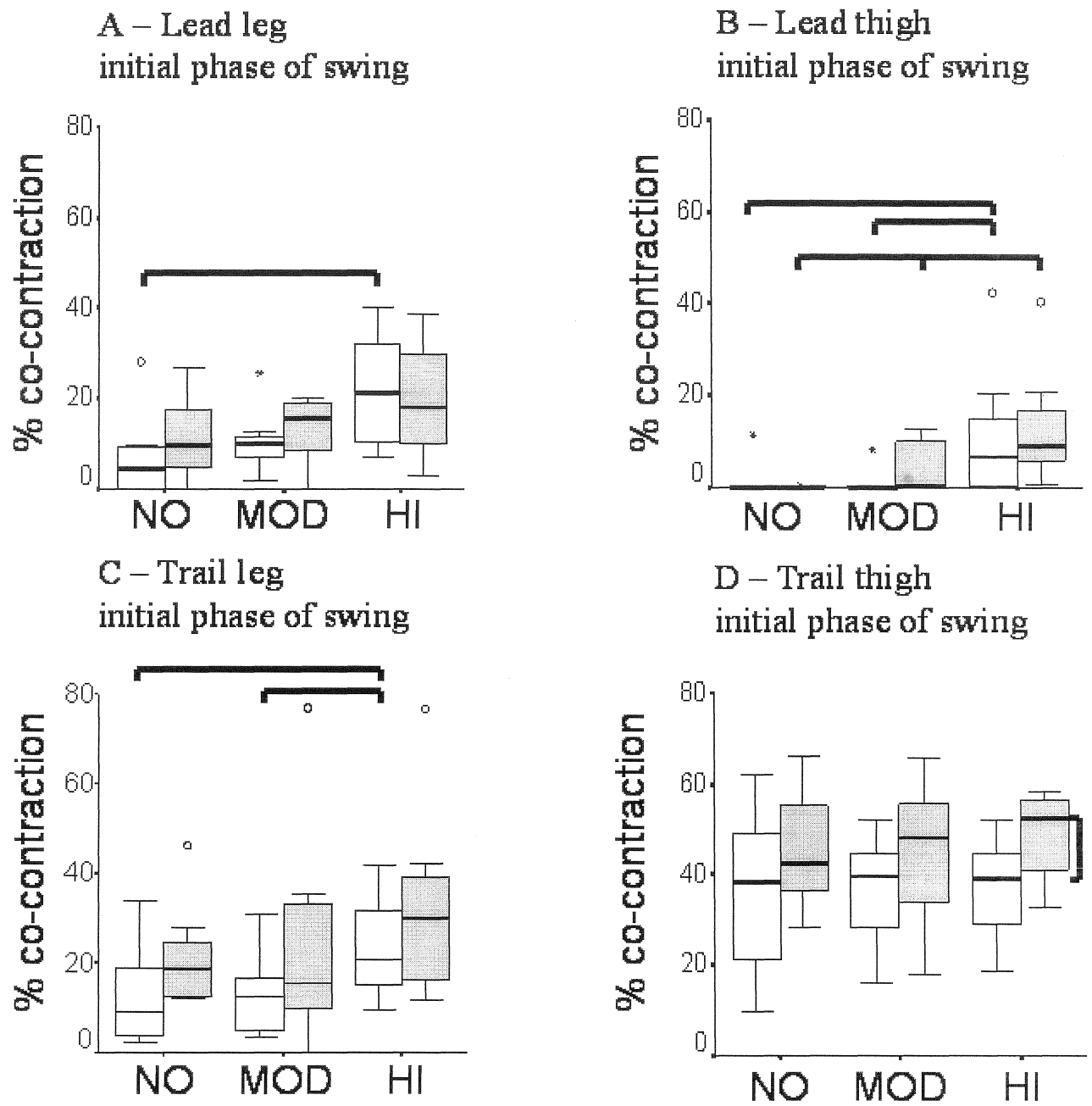


Figure 5

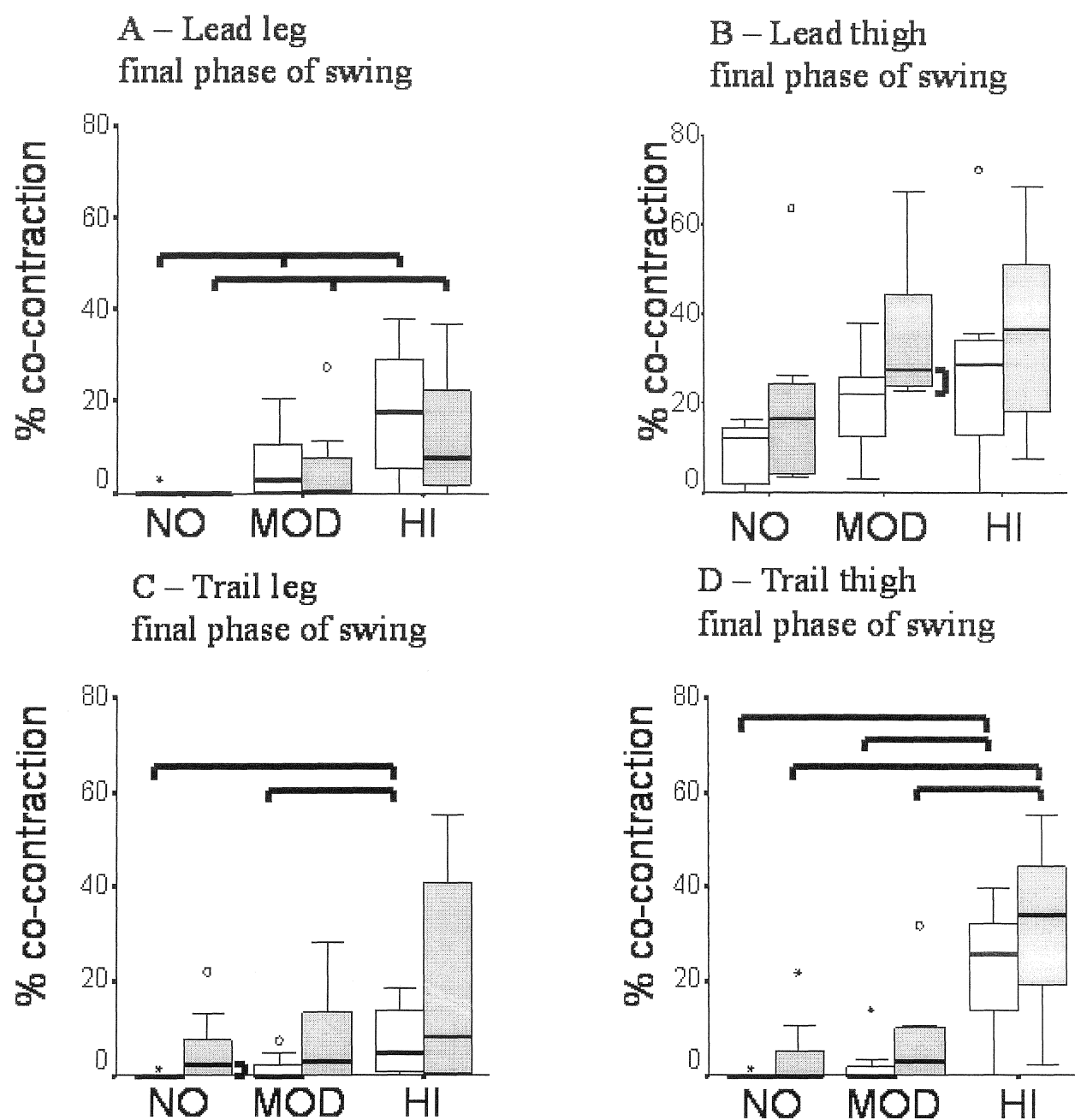


Figure 6

CHAPITRE 4 : DISCUSSION GÉNÉRALE

L'originalité des travaux effectués dans le cadre de cette thèse réside d'abord dans l'identification des rôles contextuels joués par les groupes musculaires des articulations des membres inférieurs en situation de marche avec ou sans obstacle. De plus, les comparaisons effectuées entre sujets actifs et non actifs ont permis de démontrer l'absence d'homogénéité de la population des jeunes adultes quant aux variables spatio-temporelles et mécaniques musculaires exprimées lors de la marche avec et sans obstacle. Enfin, les résultats ont démontré que, chez les jeunes adultes, le niveau d'activité physique a un certain effet sur la co-contraction exprimée dans les jambes et cuisses bilatérales, particulièrement en présence d'obstacles.

Dans un premier temps, les résultats relatifs au rôle des ajustements locomoteurs anticipés (ALAs) exprimés au cours de la marche avec et sans obstacle seront discutés. Nous discuterons ensuite des effets de l'activité physique sur les variables spatio-temporelles, sur les patrons mécaniques musculaires et sur la co-contraction musculaire exprimée lors du franchissement des obstacles.

4.1. Quel est le rôle des patrons de puissance mécanique pour élever et faire progresser les membres inférieurs lors de l'évitement d'un obstacle pendant la marche ?

Les patrons mécaniques musculaires ont révélé le rôle du contrôle effectué par le moment de force net au niveau d'une articulation. La nature de tels patrons en relation avec l'élévation versus la progression des membres inférieurs au cours de différents contextes de la marche en présence d'obstacle n'est toujours pas complètement élucidée. La présente étude a montré que la plupart des changements en amplitude en rapport avec la proximité du membre et la hauteur de

l'obstacle sont retrouvés aux articulations de la hanche et du genou. En particulier, lors du décollage du pied et au cours de la phase d'oscillation, la génération de puissance par les fléchisseurs de la hanche est plus impliquée dans la progression du membre. L'absorption de puissance par les extenseurs du genou contrôle la flexion du genou et la génération de puissance par les fléchisseurs plantaires précédant le décollage des pieds est impliquée dans la progression du corps. La stratégie de flexion active par les fléchisseurs du genou demeure le principal élévateur du membre.

L'invariance des patrons de moments de force et de puissance à la cheville suggère que les muscles fléchisseurs plantaires conservent leur rôle à travers les contextes de marche. Le fait que le travail mécanique musculaire A2 soit inchangé pour le membre d'attaque, mais augmente légèrement sans augmentation de la vitesse pour le membre d'esquive au cours des essais avec obstacle corrobore les données rapportées précédemment au sujet des forces propulsives du membre d'esquive (Begg et al., 1998; Patla et Rietdyk, 1993). Une des raisons pouvant expliquer l'augmentation de la propulsion par les fléchisseurs plantaires du membre d'esquive sans augmentation de vitesse pourrait être que les sujets compensent une décélération survenue précédemment au cours de la phase d'appui. En effet, lors du franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive, une diminution de la vitesse a été observée au cours de la phase précédant le push-off alors qu'au cours du push-off la vitesse était maintenue. Ainsi, il semble que l'augmentation du push-off en fonction de la hauteur des obstacles permet de maintenir la vitesse globale de marche. La robuste génération de puissance A2 contrôle la progression vers l'avant à travers les différents contextes de marche avec obstacle.

Les présentes observations de l'émergence et de l'augmentation de la puissance par les fléchisseurs du genou lors du décollage du pied en fonction de la hauteur et de la proximité de

l'obstacle confirment la nature robuste de la stratégie de flexion active du genou (McFadyen et Winter, 1991; Patla and Prentice, 1995). L'hypothèse que la poussée d'absorption K3 devrait être éliminée à la fin de l'appui en présence de l'obstacle haut a été confirmée. Il faut préciser que l'élimination de K3 a été observée dans plusieurs cas lors du franchissement de l'obstacle modéré. De plus, l'élimination de K3 lors du décollage du pied a été précédemment rapportée sans avoir été spécifiquement discutée (McFadyen et al., 2001; McFadyen et Prince, 2002). En dépit de l'absence de K3 à la fin de l'appui, les sujets ont pu maintenir leur vitesse et même augmenter la propulsion A2 sans qu'un effondrement du membre ne soit observé. Dès lors, la poussée K3 n'est pas indispensable pour minimiser la flexion du genou causée par la propulsion par les fléchisseurs plantaires (Judge et al., 1996) lorsqu'une telle flexion est voulue. De plus, la poussée K3 ne semble pas nécessaire pour contrôler l'effondrement du corps tel que suggéré par Winter (1991).

L'élimination de K3 était le plus souvent accompagnée de l'émergence d'une absorption par les extenseurs du genou sous la forme de K3D au milieu de la phase d'oscillation. Une telle observation suggère que l'absorption de puissance K3 est vraisemblablement décalée au lieu d'être simplement éliminée. Le rôle de la poussée d'absorption K3 est de renverser la flexion du genou causée par les effets multiarticulaires tels que la poussée propulsive A2 (Judge et al., 1996) ou la poussée à la hanche H3 lors du décollage du pied (Winter et Robertson, 1978) lorsqu'une telle flexion n'est pas requise. La poussée de puissance nouvellement observée K3D contrôle probablement les effets causés au genou par la stratégie de flexion active du genou et aussi par la poussée décalée de génération de puissance à la hanche H3D. Les enfants semblent exploiter cette élimination de K3 pour compenser leur plus bas niveau de stratégie de flexion active du genou lors du franchissement d'obstacles plus modérés (McFadyen et al., 2001).

Au niveau de l'articulation de la hanche du membre d'esquive, les résultats supportent l'hypothèse d'un décalage de la poussée de génération de puissance au cours de la phase d'oscillation en réponse à la faiblesse ou à l'élimination du push-off en présence d'un obstacle haut. Le décalage de H3 au milieu de la phase d'oscillation et le maintien d'une amplitude constante pour la génération H3 du membre d'attaque en fonction de l'augmentation en hauteur des obstacles démontre clairement l'implication de cette poussée dans l'avancement du membre et non dans son élévation. Le rôle de la génération de puissance par les fléchisseurs de la hanche est confirmé par la décroissance ou l'élimination de H3 dans les contextes où l'établissement de cette poussée résulterait en un contact du membre avec l'obstacle. Dès lors, dans le contexte du franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive, le système locomoteur débute avec l'élévation de la jambe et du pied par la flexion active du genou. La flexion à la hanche est diminuée et même éliminée pour être rétablie au milieu de la phase d'oscillation (H3D). Ainsi, la génération de puissance par les fléchisseurs de la hanche est toujours nécessaire pour faire avancer le membre, mais n'est pas toujours requise pour initier la phase d'oscillation, particulièrement en présence d'obstacle où la stratégie de flexion active du genou peut assurer le rôle de push-off.

Pour les sujets qui utilisent aussi bien les poussées H3 que H3D, lors du franchissement des obstacles avec le membre d'esquive, la poussée de puissance H3 était significativement diminuée. Cette poussée de puissance apparaît avant la phase d'oscillation pour être immédiatement suivie par une poussée d'absorption permettant de contrôler la flexion de la hanche jusqu'à la fin de l'évitement. Cette initiation de la poussée de puissance H3 pourrait être utilisée pour débiter la rotation du membre sur le pied, mais est arrêtée jusqu'à la fin de la phase d'évitement. H3 est ensuite rétablie de façon sécuritaire plus tardivement dans la phase d'oscillation où le membre pourra être tiré vers l'avant.

Les trois premières hypothèses de la présente étude ont donc été confirmées. Les résultats ont démontré d'une part que la poussée de puissance par les fléchisseurs de la hanche associée à H3 est impliquée dans l'avancement du membre et non dans l'évitement vertical. L'observation du décalage de la poussée de puissance H3 en fonction du contexte de marche (proximité et hauteur de l'obstacle) confirme le rôle des fléchisseurs de la hanche comme principaux responsables de l'avancement du membre au cours de la phase d'oscillation. D'autre part, les résultats ont démontré que la poussée de puissance K3 est impliquée dans le contrôle de la flexion du genou, et non dans le soutien du corps à la fin de la phase d'appui. Le fait que la poussée de puissance K3 puisse être décalée plus tard dans la phase d'oscillation confirme l'hypothèse 2 et suggère que les extenseurs du genou sont principalement impliqués dans le contrôle des effets multiarticulaires causés par la hanche et/ou la cheville. Enfin, le rôle joué par les fléchisseurs plantaires pour contrôler la vitesse de déplacement a été confirmé.

Les résultats obtenus dans le cadre de la présente étude ont permis d'appréhender la spécificité des patrons anticipatoires en fonction du contexte de marche. Il serait important d'un point de vue clinique d'étudier l'effet de paramètres tels que l'âge, les pathologies ou le niveau d'activité physique sur ces patrons. La prochaine section sera consacrée à l'étude des effets possibles de l'inactivité physique sur les stratégies locomotrices de jeunes adultes.

4.2. Effets du niveau d'activité physique sur les patrons locomoteurs de jeunes adultes mâles au cours de la marche avec et sans obstacle

La présente étude a aussi permis de confirmer que l'activité physique seule (lorsque la masse corporelle est contrôlée) a un effet significatif sur la locomotion des jeunes adultes. Les sujets jeunes physiquement actifs marchent significativement plus vite que les sujets inactifs en

l'absence d'obstacle, et franchissent les obstacles plus vite avec le membre d'attaque. Les résultats ont démontré que lors de l'accroissement en hauteur des obstacles, les sujets inactifs augmentent bilatéralement la longueur de foulée et la proximité du pied après l'obstacle. Les sujets actifs pour leur part n'adoptent une telle stratégie que lors du franchissement des obstacles avec le membre d'esquive. Lorsqu'on considère les patrons d'adaptation de puissance associés à l'évitement des obstacles, les stratégies utilisées par chacun des groupes étaient similaires avec cependant des différences dans l'adaptation entre les conditions expérimentales.

4.2.1. Adaptations à la vitesse

L'hypothèse 4 de la présente étude reliée à la plus grande vitesse des sujets actifs a été confirmée au cours de la marche sans obstacle. Ce résultat est supporté par la relation significative observée au cours de la marche sans obstacle entre la vitesse de marche et les scores du questionnaire Baecke. Ces résultats rapportent pour la première fois une similarité avec ceux rapportés pour les sujets âgés (Rosengren et al., 1998; Bendall et al., 1989; Binder et al., 1994; Martin et al., 1992; Woo et al., 1995). Les longueurs de cycle normalisées, bien que non significativement différentes entre les deux groupes, démontrent aussi une tendance à être plus courtes pour les sujets inactifs. Cette tendance pourrait en partie être reliée aux plus grands angles de flexion maximale du genou observés pour les sujets inactifs au cours de la période d'oscillation de la condition de marche sans obstacle. De plus, les sujets inactifs démontraient une tendance à développer de plus faibles absorptions par les extenseurs du genou (K3) et de plus faibles générations par les fléchisseurs de la hanche H3 dans les conditions sans obstacle. Dès lors, en l'absence d'obstacle, la prise en compte unilatérale du niveau d'activité physique, sans considération de l'âge ou des données anthropométriques, semble être un prédicteur de la vitesse de marche.

Lorsqu'on considère le franchissement d'obstacle, l'hypothèse de vitesse n'a été confirmée qu'au cours de l'évitement des obstacles avec le membre d'attaque. Les sujets actifs franchissent les obstacles modérés et hauts plus vite avec le membre d'attaque que les sujets inactifs. La similarité des deux groupes expérimentaux à travers les conditions expérimentales suggère que les sujets n'ont pas été grandement perturbés par de telles adaptations. Cependant, l'absence de différence significative pour la vitesse entre sujets actifs et inactifs suggère que l'évitement des obstacles avec le membre d'esquive représente un défi pour les deux groupes expérimentaux. L'obstacle haut semble représenter un plus gros défi, dans la mesure où les sujets actifs ont démontré des vitesses minimales du CM significativement plus basses comparativement aux deux autres conditions. De plus, les vitesses minimales du CM n'étaient pas significativement différentes de celles des sujets inactifs. La réduction de la vitesse minimale du CM semble être liée à la tendance observée chez les sujets actifs à augmenter l'absorption par les fléchisseurs plantaires du membre d'esquive (A1) dans la condition avec obstacle haut, comparativement aux deux autres conditions. Le comportement adopté par les sujets actifs au cours de l'évitement avec le membre d'esquive pourrait être dû à la différence existant entre les membres bilatéraux pour coordonner les ALAs permettant de contrôler le genou et la hanche (voir la discussion ci-dessous dans la section 4.1). Dans la présente étude, l'absence de relation significative entre les scores du Baecke et la vitesse de marche au cours du franchissement des obstacles avec le membre d'esquive est probablement liée à la coordination musculaire plus exigeante requise pour ce membre. Des résultats similaires ont été obtenus pour la relation entre les scores du Baecke et la vitesse minimale du CM dans la condition avec obstacle haut. De plus, le franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive est compliqué par l'absence de vision de l'obstacle à éviter. Ces conditions exigeantes que sont l'absence de vision et la différence de coordination des articulations proximales sont indépendantes du niveau d'activité physique.

Elles devront dès lors requérir une attention particulière en milieu clinique lors de l'évaluation de la marche de personnes âgées ou à mobilité réduite.

L'idée d'une vitesse optimale requise pour franchir les obstacles au cours de la marche est avancée dans la mesure où les sujets actifs franchissent l'obstacle haut avec des vitesses de déplacement similaires à celles des sujets inactifs. Rosengren et al. (1998) ont aussi démontré qu'en présence d'obstacles hauts (20 cm et 40 cm de hauteur), les personnes âgées actives diminuent leur vitesse à des valeurs similaires à celles des personnes âgées inactives. Par contre, dans la présente étude, la durée de la phase d'appui du membre de support lors du franchissement des obstacles n'était pas différente entre sujets actifs et inactifs tel qu'observé par Rosengren et al. (1998). La théorie de la vitesse optimale est supportée par les observations simultanées de la diminution de la vitesse minimale du CM par les sujets actifs et de l'augmentation de la propulsion par les fléchisseurs plantaires du membre d'esquive (A2) des sujets inactifs en fonction de la hauteur des obstacles. Pour les sujets inactifs, cette stratégie semble leur permettre de maintenir leur vitesse de déplacement et ainsi de s'adapter à l'élévation en hauteur des obstacles. La raison pouvant expliquer les stratégies adoptées par les deux groupes expérimentaux en ce qui concerne le contrôle de la vitesse pourrait être liée à la re-coordination articulaire associée au franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive.

4.2.2. Stratégies de précaution

L'évitement des obstacles est assuré par un contrôle direct de l'extrémité que représente le pied grâce à l'ajustement des longueurs de pas, de la garde du pied et de la proximité du pied avant et après l'obstacle. Notre hypothèse reliée à l'augmentation de ces variables chez les sujets inactifs était basée sur le préjugé que ces derniers adopteraient des stratégies plus prudentes

visant à augmenter la distance entre le pied et l'obstacle. Une telle théorie n'est que partiellement supportée par nos résultats. Conformément à nos attentes, la proximité entre le bout du pied et l'obstacle était similaire pour tous les sujets. Une telle stratégie démontre qu'une distance fixe relativement à la longueur du cycle doit être respectée lors de l'approche des obstacles pour ajuster la garde du pied. Des résultats similaires ont déjà été rapportés par Sparrow et al (1996). La proximité du pied est essentielle lors du franchissement des obstacles, particulièrement pour le pied du membre d'esquive qui est déposé plus près de l'obstacle comparativement au membre d'attaque. Il n'est donc pas surprenant que les deux groupes expérimentaux contrôlent cette variable de façon similaire. Les deux groupes d'activité physique ont aussi démontré une augmentation significative de la garde du pied en fonction de la hauteur des obstacles. Aucune différence significative n'a été observée entre les deux groupes pour la garde du pied dans chacune des conditions expérimentales. Cependant les valeurs médianes de la garde du pied au dessus de l'obstacle haut démontraient une tendance à être plus basses pour les sujets inactifs. Dans cette dernière condition, l'absence de différence significative est probablement due au fait que la variabilité pour les deux groupes était plus grande comparativement à celle observée dans les deux autres conditions expérimentales. De façon générale, ces résultats démontrent que la garde au sol n'est pas reliée au niveau d'activité physique et que l'évitement d'obstacle avec le membre d'esquive est plus variable. La plus grande variabilité de la garde au sol du membre d'esquive a déjà été rapportée par Patla et al. (1996).

Enfin, au cours du franchissement d'obstacle, les sujets inactifs ont significativement augmenté la longueur du cycle et la proximité du talon après l'obstacle en fonction de la hauteur de ce dernier. Au cours du franchissement d'obstacle avec le membre d'attaque, l'augmentation de la proximité du talon par rapport à l'obstacle est importante dans la mesure où le pied est proche de l'obstacle. La cinquième hypothèse de la présente étude, relative

à l'adoption d'une stratégie plus prudente par les sujets inactifs, n'a pas été confirmée lorsqu'on considère l'adaptation du membre d'attaque à un accroissement en hauteur des obstacles. Cependant les résultats obtenus dans cette dernière condition abondent dans le sens de l'adoption d'une stratégie de prudence. Rosengren et al. (1998) n'ont pas rapporté de différence pour la longueur du cycle en fonction du niveau d'activité physique des sujets âgés. Cependant, il est reconnu que les sujets âgés ont des longueurs de cycle inférieures à celles des jeunes adultes (Murray et al., 1969; Winter et al., 1990). Les sujets actifs ne sont pas perturbés par les obstacles lors de l'évitement avec le membre d'attaque, dans la mesure où ils démontrent en dépit de l'augmentation en hauteur des obstacles, des longueurs de cycles similaires. Un tel comportement pourrait en partie être due au fait qu'en présence d'obstacles, les sujets actifs produisent une proximité du talon adéquate en raison de leur plus grande longueur de cycle. Dès lors, la stratégie plus prudente des sujets actifs n'implique pas nécessairement que les sujets inactifs sont plus prudents que les sujets actifs. En effet, ces derniers adoptent de façon spontanée une longueur de cycle qui se révèle adéquate quant à la proximité du talon en présence d'obstacles. Cette nuance en ce qui concerne la stratégie de prudence soulève des perspectives intéressantes quant aux risques encourus par les sujets inactifs lors du franchissement d'obstacles.

Au cours du franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive, le contact entre le pied et le sol se situe plus loin comparativement au membre d'attaque. Le risque d'un contact entre le pied et l'obstacle étant moins élevé, l'augmentation de la longueur du cycle n'est pas décisive. Cependant, contre toute attente, les deux groupes ont augmenté la longueur du cycle du membre d'esquive en présence d'obstacles. Cette stratégie est probablement liée à la re-coordination du contrôle articulaire du membre d'esquive en présence d'obstacles. Ce contrôle fera l'objet d'une discussion dans la prochaine section.

4.2.3. Différences entre les deux groupes de sujets pour les patrons d'ALAs

La confirmation de la sixième hypothèse de cette étude relative à un plus grand travail produit par les sujets actifs n'a été observée que dans la condition sans obstacle pour la propulsion par les fléchisseurs plantaires (A2) et par les fléchisseurs de la hanche (H3). La plus grande vitesse de déplacement observée pour les sujets actifs en l'absence d'obstacle est associée à une plus grande propulsion par les fléchisseurs plantaires bilatéraux à la fin de la phase d'appui. Seule la propulsion de puissance A2 des sujets inactifs variait en fonction de la hauteur des obstacles. Pour les sujets actifs, l'augmentation de A2 entre les conditions permet probablement de maintenir la vitesse de marche qui demeurerait constante relativement à la vitesse minimum du CM et à la vitesse du cycle de franchissement du membre d'esquive. Due à leur plus haute vitesse de franchissement des obstacles avec le membre d'attaque, les sujets actifs n'ont pas besoin d'augmenter la propulsion A2 à travers les trois conditions expérimentales. De tels résultats suggèrent notamment que la génération de puissance A2 en fin de phase d'appui n'est pas impliquée dans l'élévation du membre en présence d'obstacles. Elle n'est impliquée que dans la propulsion du corps tel que suggéré par les études en marche sans obstacle (Winter, 1991; Neptune et al., 2001; Sadeghi et al., 2001). Dans la mesure où les sujets actifs ont rapporté dans leur questionnaire Baecke pratiquer des sports variés au moins trois fois par semaine, il est possible que l'augmentation de la propulsion A2 soit due à un accroissement de force au niveau de ces groupes musculaires. Il est reconnu qu'une propulsion moins vigoureuse par les fléchisseurs plantaires observée avec l'augmentation de l'âge est associée à une diminution de la force (Winter, 1991; Judge et al., 1996). Des études supplémentaires sont nécessaires pour déterminer si les sujets inactifs utilisent moins de propulsion A2 et marchent plus lentement en raison de facteurs tels qu'une diminution de l'excitabilité ou de la capacité musculaire.

En dépit des similarités entre les deux groupes d'activité pour les ALAs exprimés au genou et à la hanche, entre le décollage des orteils et le milieu de la phase d'oscillation, des différences ont été trouvées pour les poussées de puissance H3 au cours de la marche sans obstacle et pour les poussées K6 en présence d'obstacle. Au cours de la marche sans obstacle, la plus grande génération H3 au niveau du membre d'esquive uniquement suggère chez les sujets actifs la présence de latéralité. Cependant, la plus grande variabilité observée pour H3 au niveau du membre d'attaque des sujets actifs pourrait être à l'origine de l'asymétrie observée entre les deux membres au cours de la condition sans obstacle. D'autre part, la poussée de puissance K6 qui est une de génération de puissance par les extenseurs du genou semble être nécessaire pour la progression du membre d'esquive en présence d'obstacles. Cette nouvelle génération de puissance démontre que le genou peut prendre un rôle actif dans l'accomplissement de la progression du pied dans le cycle. La génération K6 permet probablement de renverser les effets de la flexion active du genou K5 requise pour éviter les obstacles. La progression du membre d'esquive suivant l'évitement des obstacles est dès lors initiée par les fléchisseurs de la hanche H3D suivie de l'extension K6. La génération K6 par les extenseurs du genou augmente avec la hauteur des obstacles pour les sujets inactifs, mais il n'y avait pas de différence significative entre les obstacles modérés et hauts chez les sujets actifs. La raison de cette différence de stratégie entre les deux groupes requiert des analyses plus détaillées, mais pourrait en partie être liée à une stratégie chez les sujets actifs pour gagner de la vitesse après le franchissement des obstacles. L'utilisation des moments extenseurs à la hanche à la fin de la phase de balancement (reliée à la puissance H4) pour la progression du corps a été démontrée en utilisant les techniques d'accélération induite (Kepple et al., 1997). Dans la présente étude, la génération par les extenseurs de la hanche H4 était utilisée par les sujets actifs probablement pour compenser la plus grande réduction de la vitesse minimum du CM dans la condition avec obstacle haut comparativement aux deux autres conditions.

En dépit des différences dans l'expression des ALAs rapportées plus haut, des stratégies identiques au genou et à la hanche ont été utilisées par les deux groupes pour l'évitement (K3, K3D, K5, H3, H3D, H5). Cette observation suggère que le système nerveux central utilise des patrons spécifiques qui sont dépendants uniquement du membre, de l'obstacle et non du niveau d'activité du sujet ou de la vitesse. Des patrons invariants sont dès lors nécessaires pour chaque situation d'évitement. L'invariance de ces ALAs en dépit des différences dans l'activité physique, suggère que des problèmes au niveau de ces patrons fondamentaux pourraient accroître les risques de chute.

Les résultats ont permis de confirmer partiellement l'hypothèse quatre de la présente étude. En effet, les sujets actifs marchent plus vite que les sujets inactifs en l'absence d'obstacle. De plus, ils réussissent à franchir les obstacles plus vite que les sujets inactifs avec leur membre d'attaque lorsqu'ils sont confrontés à des obstacles modérés et hauts. Cependant l'hypothèse quatre de la présente étude n'a pas été confirmée lors du franchissement des obstacles avec le membre d'esquive. Le fait que le niveau d'activité physique n'ait pas d'effet sur les patrons anticipatoires permettant de contrôler la vitesse de franchissement du membre d'esquive suggère qu'en milieu clinique, une attention particulière soit accordée au membre d'esquive particulièrement lorsque les sujets sont confrontés à des obstacles. L'hypothèse cinq de la présente étude relative à l'accroissement des variables spatiales telles que la garde au sol et les longueur de cycles des sujets inactifs comparativement aux sujets actifs n'a pas été confirmée en marche avec obstacle. Cependant, l'accroissement de la longueur de foulée en fonction de la hauteur des obstacles observée chez les sujets actifs pour éloigner le pied du membre d'attaque après le franchissement des obstacles démontre l'adoption d'une stratégie proche de la prudence. Tel qu'observé lors de l'analyse de la vitesse de franchissement des obstacles, les deux groupes d'activité physique se sont comportés de façon similaire lors de l'évitement des obstacles avec le

membre d'esquive. Ce dernier résultat suggère une fois de plus qu'une attention particulière soit portée au membre d'esquive en milieu clinique. L'hypothèse six de la présente étude relative à une amplitude plus élevée des poussées de puissance mécanique associées aux ALAs chez les sujets actifs comparativement aux sujets inactifs n'a été confirmée qu'au cours de la marche sans obstacle. Grâce à une plus grande génération de puissance par les propulseurs plantaires bilatéraux à la fin de la phase d'appui, les sujets actifs marchent plus vite que les sujets inactifs. De plus, hormis leur plus grande variabilité observée au niveau du membre d'attaque, ils semblent bénéficier d'une plus grande génération par les extenseurs de la hanche (H3) pour faire progresser le membre dans la phase d'oscillation. La non confirmation de l'hypothèse six au cours du franchissement des obstacles suggère que les ALAs associés à l'évitement des obstacles sont invariants et qu'ils ne dépendent pas du niveau d'activité physique. Les différences observées entre les deux groupes expérimentaux pour l'adaptation de certaines poussées en fonction de la hauteur des obstacles sont liées à des stratégies utilisées pour maintenir ou augmenter la vitesse de franchissement notamment lors du franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive.

Ainsi, les résultats de la présente étude suggèrent qu'en l'absence d'obstacle, les jeunes adultes ne sont pas homogènes en ce qui concerne les variables liées à la vitesse de marche. En présence d'obstacle, l'hétérogénéité se situe à travers les conditions expérimentales, au niveau de l'expression des ALAs du membre d'attaque nécessaires à l'évitement des obstacles. Des différences subtiles au niveau des ALAs reliées à la progression permettent d'expliquer l'hétérogénéité observée chez les jeunes adultes pour les variables spatio-temporelles, particulièrement lors du franchissement des obstacles avec le membre d'esquive.

Après avoir analysé l'effet du niveau d'activité physique sur les patrons biomécaniques exprimés au cours de la locomotion avec et sans obstacle, nous discuterons dans la section qui suit pour les mêmes contextes locomoteurs l'effet de l'activité physique sur la co-contraction présente dans les membres inférieurs.

4.3. Effet de la co-contraction sur les ajustements locomoteurs anticipés exprimés lors du franchissement d'obstacle

L'originalité de la recherche effectuée dans le cadre de l'article 3 repose sur le fait qu'aucune étude n'a encore étudié l'effet du niveau d'activité physique sur la co-contraction exprimée au cours de la marche avec et sans obstacle. Le but de l'article 3 était de déterminer les répercussions possibles du manque d'activité physique sur la co-contraction musculaire présente dans les membres inférieurs des jeunes adultes au cours de la marche avec et sans obstacles.

Les variables spatio-temporelles préalablement présentées dans le cadre de l'article 2 (longueurs de cycle normalisées, vitesses moyennes du CM et les gardes du pied bilatérales) ont aussi été utilisées dans le présent article. L'ajout des déplacements angulaires des membres inférieurs permettait de compléter l'étude des variables spatio-temporelles requises à la mise en perspective des niveaux de co-contraction mesurées.

4.3.1. Patrons angulaires

Les patrons d'activation musculaire des deux groupes expérimentaux étaient similaires à ceux rapportés dans la littérature pour la marche avec et sans obstacle (McFadyen et Winter, 1991 ; Patla et al, 1991). L'analyse qualitative des patrons angulaires des articulations de la

cheville, du genou et de la hanche n'a pas permis de déterminer de différences notoires entre sujets actifs et inactifs. Cependant la comparaison des membres d'attaque et d'esquive a permis d'observer une plus faible amplitude articulaire de la cheville et de la hanche du membre d'esquive au cours du franchissement des obstacles.

McFadyen et Winter (1991) et Patla and Prentice (1995) ont déjà démontré au niveau du membre d'attaque qu'en présence d'un obstacle, la flexion active du genou permet d'obtenir une flexion accrue de la hanche et de la cheville. Lors du franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive, la pente plus prononcée des courbes suggère une flexion plus rapide du genou, qui ne permettrait cependant pas d'accroître la flexion de la hanche et de la cheville. Ces différences observées pour les patrons angulaires montre que le franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive est différent de celui du membre d'attaque. L'analyse des patrons EMG devrait permettre de comprendre les différences angulaires observées entre ces deux membres.

4.3.2. Patrons EMG

Les patrons EMG en valeurs absolues sont similaires entre sujets actifs et inactifs. De façon générale, tous les muscles ont démontré une augmentation d'activité en fonction de l'accroissement en hauteur des obstacles. Les patrons électromyographiques des muscles des jambes et cuisses bilatérales ont permis de confirmer la différence précédemment observée entre le membre d'attaque et celui d'esquive lors du franchissement des obstacles. Cette différence est perceptible dans le décalage temporel des poussées EMG des fléchisseurs du genou et de la cheville et des extenseurs du genou.

Lors du franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive, la plus grande proximité entre le pied et l'obstacle nécessite une flexion précoce de la jambe comparativement au membre d'attaque pour éviter le contact entre le membre et l'obstacle. Suite à cette flexion précoce du genou, les poussées tardives d'EMG des fléchisseurs de la hanche et des fléchisseurs dorsaux de la cheville permettent la progression respective du membre et du pied. Ce décalage temporel des poussées EMG semble essentiel au succès du franchissement des obstacles avec le membre d'esquive. La différence de stratégie d'activation musculaire observée entre le membre d'attaque et le membre d'esquive confirme ainsi la spécificité des patrons angulaires des différents niveaux articulaires du membre d'esquive. Ainsi, en présence d'obstacle, la flexion angulaire de l'articulation du genou du membre d'esquive se fait plus vite, ce qui est observable dans la pente plus prononcée des courbes angulaires. La flexion de la hanche et la flexion dorsale de la cheville impliquées dans la progression sont quant à elles décalées plus tard dans la phase d'oscillation. Le système nerveux opte ainsi pour une dissociation des poussées EMG associées à l'évitement vertical et horizontal des obstacles. Cette dissociation se traduit par une restructuration temporelle des déplacements angulaires des articulations correspondantes.

4.3.3. Co-contraction musculaire entre sujets actifs et inactifs

L'hypothèse 6 de la présente étude stipulait que : la co-contraction musculaire dans les membres inférieurs bilatéraux lors de l'initiation de la phase d'oscillation au cours de la marche avec et sans obstacle est plus élevée chez les sujets inactifs comparativement aux sujets actifs. Cette hypothèse n'a pas été confirmée. Au cours de la phase initiale de l'oscillation, l'activité musculaire présente dans les membres inférieurs permet la progression et l'établissement d'une garde du pied adéquate par rapport au sol ou à un obstacle. Dû à leur engagement moins prononcé dans les activités physiques, nous nous attendions à ce que les sujets inactifs

démontrent une certaine inaptitude à coordonner efficacement les muscles agonistes et antagonistes au cours de la phase initiale d'oscillation. Cette déficience si elle avait été présente aurait dû se manifester par un plus haut niveau de co-contraction dans les jambes et cuisses bilatérales, particulièrement en présence d'obstacles. La tendance générale est cependant pour les sujets actifs de démontrer bilatéralement un plus haut niveau de co-contraction dans les membres inférieurs bilatéraux au cours de l'initiation de la phase d'oscillation des conditions avec et sans obstacle. Un tel comportement couplé à l'observation des patrons musculaires associés à l'initiation de la phase d'oscillation suggère que la co-contraction observée n'est pas associée à une rigidité due à l'inexpérience ou à la prudence.

Au cours de l'initiation de la phase d'oscillation avec le membre d'attaque, la co-contraction entre fléchisseurs dorsaux et plantaires est due à l'activité transitoire de ces muscles. La co-contraction observée dans la cuisse est due à l'activation simultanée des muscles rectus femoris et vaste latérale par opposition au demi-tendineux et au biceps femoris. Les deux premiers muscles permettent de contrôler la rotation vers l'arrière du pied alors que les deux autres sont requis pour la flexion du genou. La co-contraction observée dans les jambes et les cuisses est ainsi due à la superposition des activités musculaires requises pour le contrôle de l'évitement vertical et de la progression du membre.

Dès lors, la seule différence significative observée entre les deux groupes expérimentaux au cours de l'initiation de la phase d'oscillation se situe au niveau de la cuisse du membre d'esquive. Pour ce segment, les sujets actifs ont démontré un plus haut niveau de co-contraction comparativement aux sujets inactifs dans la condition avec obstacle haut. L'adoption d'une telle stratégie permet probablement aux sujets actifs de maintenir leur vitesse de franchissement de l'obstacle haut avec le membre d'esquive ou d'accroître leur longueur du cycle.

Lors de la comparaison des deux groupes expérimentaux à travers les trois conditions expérimentales, la stratégie adoptée par les sujets inactifs était d'augmenter leur niveau de co-contraction à des pourcentages similaires à ceux des sujets actifs dans la condition la plus exigeante. Il est intéressant de noter qu'une telle stratégie n'a pas été adoptée par les sujets inactifs pour la co-contraction dans la cuisse du membre d'esquive lors de l'initiation du franchissement des obstacles. Au niveau du membre d'esquive, cette différence de stratégie est probablement due à la dissociation précédemment observée des poussées EMG responsables de l'évitement vertical et de la progression du membre. Dès lors, le plus haut niveau d'activité physique permet aux sujets actifs de démontrer une tendance à accroître l'enchaînement de ces événements pour sauvegarder leur vitesse de progression. Il est possible qu'en l'absence d'une telle stratégie, le ralentissement des sujets actifs lors du franchissement des obstacles avec le membre d'esquive aurait été plus accentué. Il est aussi possible que la réorganisation des poussées EMG du membre d'esquive impose un accroissement de la longueur du cycle sans considération du niveau d'activité physique.

Lorsqu'on considère la co-contraction dans la cuisse, la différence observée entre les deux groupes entre la condition sans obstacle et la condition avec obstacle modéré était due à la plus grande variabilité des sujets actifs dans cette dernière condition. Cinq sujets actifs ont démontré une tendance à augmenter la co-contraction dans cette dernière condition. Il est possible qu'en présence de l'obstacle modéré ces derniers augmentent l'activité du RF pour initier la progression du membre d'attaque. En dépit de cette plus grande variabilité des sujets actifs, les deux groupes ont démontré une tendance similaire qui est d'augmenter la co-contraction dans la condition la plus exigeante.

La stratégie adoptée par les sujets inactifs à travers les conditions expérimentales semble être due à une plus grande activité du SOL, en particulier dans la condition avec obstacle haut. Ainsi, lors de l'initiation de la dorsiflexion, une plus grande activation du SOL s'oppose probablement à celle du TA. Chez les sujets inactifs, cette plus grande activité du SOL aide probablement à la réalisation de la flexion plantaire.

L'hypothèse 7 stipulait que : dû à leur plus grande vitesse, la co-contraction musculaire dans les membres inférieurs bilatéraux lors de la phase finale d'oscillation durant la marche avec ou sans obstacle serait plus élevée chez les sujets actifs que chez les sujets inactifs. Nous nous attendions ainsi à ce que les sujets actifs démontrent un niveau de co-contraction plus élevé dans les membres inférieurs bilatéraux lors de la phase finale d'oscillation. En effet, leur plus grande vitesse de déplacement et la présence d'obstacles devraient nécessiter une stabilisation accrue des articulations des genoux et chevilles bilatérales au moment du contact avec le sol.

Conformément à nos attentes, les sujets actifs ont démontré une tendance générale à développer de plus hauts niveaux de co-contraction. Cependant l'hypothèse 7 n'a été confirmée que dans la condition avec obstacle modéré où les sujets actifs ont démontré plus de stabilisation de la cuisse du membre d'attaque. La confirmation de l'hypothèse 7 pour cette dernière condition démontre que l'évitement de l'obstacle modéré requiert une stabilisation accrue du genou des sujets actifs, due à leur plus grande vitesse de franchissement avec le membre d'attaque. Lors de la phase finale du franchissement des obstacles modérés, les sujets actifs augmentent probablement la génération par les extenseurs de la hanche pour accroître leur vitesse de progression. Une telle stratégie a déjà été rapportée par Riley et al. (2001). Tel que discuté dans l'article 1, H4, correspondant à la génération par les extenseurs dans la dernière moitié de la

phase d'oscillation. Contrairement aux sujets inactifs, les sujets actifs augmentent cette génération en fonction de la hauteur des obstacles.

La différence de l'indice de co-contraction entre les membres à la cheville lors de la marche sans obstacle est probablement liée aux limites de l'indice de co-contraction utilisé dans la présente étude. Cet indice détermine la proportion de l'activité commune à deux muscles anatomiquement opposés. Il peut dès lors rapporter de hauts niveaux de co-contraction pour de faibles niveaux d'activité musculaire.

Mis à part les différences observées entre les deux groupes pour la stabilisation des articulations lors de la phase finale de l'oscillation, la tendance générale des sujets inactifs était d'adopter un comportement similaire à travers les conditions expérimentales à celui des sujets actifs. Cette tendance à adopter des stratégies similaires démontre l'importance de la stabilisation des articulations particulièrement en présence d'obstacles. L'importance accordée par les deux groupes expérimentaux à la stabilisation de la cheville du membre d'attaque dans les conditions avec obstacle est probablement due à la plus grande proximité du pied par rapport à l'obstacle. De plus, les résultats de l'article 2 démontrent que la flexion plantaire A2 du membre d'esquive augmente en fonction de la hauteur des obstacles pour les sujets inactifs. Dans la mesure où cette génération de puissance permet de propulser le centre de masse vers le prochain appui (membre d'attaque), les résultats suggèrent que la tendance de ce groupe à générer plus de co-contraction dans la cheville que les sujets inactifs est due à une stratégie de maintien de leur vitesse de franchissement. Au niveau de la cuisse du membre d'esquive, la similarité des deux groupes est probablement liée à l'accroissement de la longueur du cycle observée pour les deux groupes en présence d'obstacle.

Ainsi, la présente étude a permis de déterminer qu'au cours de la phase initiale de l'oscillation, la co-contraction dans les membres inférieurs est due à la transition des activités musculaires requises pour l'élévation et la progression. Les sujets actifs co-ordonnent ces périodes de transition différemment des sujets inactifs lorsqu'ils sont confrontés à un obstacle haut. Durant la phase finale de l'oscillation, la co-contraction stabilisatrice est utilisée de façon similaire par les deux groupes expérimentaux à l'exception de celle observée dans la cuisse durant l'évitement de l'obstacle modéré. Les résultats suggèrent que le niveau d'activité physique a un effet sur la co-contraction présente dans les membres inférieurs au cours de l'évitement des obstacles, mais qu'un plus haut niveau de co-contraction n'est pas nécessairement relié à un plus faible niveau d'activité physique.

4.4. Forces et limites de l'étude

La présente étude est basée sur l'estimation des moments de force et des puissances mécaniques musculaires dérivés de la dynamique inverse. Ces méthodes, bien qu'elles soient acceptées recèlent certaines limites récemment discutées dans la littérature par Hatze (2002) et Kuo (1998). Parmi ces limites, figurent l'impossibilité de déterminer la contribution individuelle de chaque groupe musculaire au mouvement observé. L'étude a été limitée aux générations et absorptions musculaires, et non au transfert d'énergie à travers les muscles et articulations qui aurait pu fournir de l'information sur les répercussions du travail produit par un niveau articulaire sur un autre niveau articulaire. Cependant, l'utilisation de la dynamique inverse est une technique bien acceptée dans le milieu de la recherche biomécanique (Winter, 1991; McFadyen et al., 2001), qui permet en tenant compte des limites précédemment énoncée d'obtenir une bonne description des mouvements et de leur cause.

Bien que les sujets utilisés dans le cadre de la présente étude aient pu être adéquatement classés comme sujets actifs ou inactifs, il demeure que les résultats puissent être différents si des sujets très actifs ou très inactifs avaient été utilisés. Les sujets utilisés dans la présente étude ont permis d'observer des différences significatives qui apportent un éclairage nouveau sur les effets de l'inactivité physique. Le fait que certains sujets démontraient une tendance à l'embonpoint dû à l'inactivité physique ne devrait pas avoir influencé nos résultats, dans la mesure où les deux groupes d'activité n'étaient pas statistiquement différents.

Plusieurs facteurs peuvent avoir influencé les signaux d'EMG utilisé pour déterminer les indices de co-contraction incluant : la position des électrodes sur la peau, les différences physiologiques entre sujets tel que le type de fibres musculaires constituant les muscles, la résistance de la peau, l'épaisseur du gras sous cutané ainsi que la température corporelle. Les valeurs calculées ne sont donc pas des mesures absolues, mais permettent d'apprécier l'ampleur des phénomènes liés à la co-contraction et leur variation en fonction du contexte étudié. De plus, bien que l'indice de co-contraction utilisé dans le cadre de cette étude ait été rapporté fidèle par Falconer et Winter (1985), aucune calibration de l'EMG n'a été effectuée dans le cadre de la présente étude pour tenir compte de la relation force-EMG. Cependant, l'objectif visé dans la présente étude était de déterminer en pourcentage l'activité commune des muscles opposés. De plus, le fait que les indices soient calculés sous forme de proportions permet de réduire l'impact des variations inter-sujets de l'EMG. Une des limites de l'indice de co-contraction utilisé dans la présente étude est qu'il peut rapporter de hauts niveaux de co-contraction pour de faibles niveaux d'activité musculaire.

Le choix de la hauteur de l'obstacle a été déterminé en fonction de ceux communément rencontrés dans l'environnement. Il pourrait s'agir d'une boîte à enjamber, d'une petite clôture

de jardin ou d'une marche d'escalier. La présente étude a pu démontrer qu'en restant dans les limites écologiques, de tels obstacles sont suffisamment hauts pour provoquer des changements significatifs des ajustements locomoteurs anticipés et de la co-contraction dans les membres inférieurs. Dans la mesure où des différences basées sur le niveau d'activité physique ont été détectées, il est à prévoir que ces obstacles devraient représenter une menace quant aux capacités locomotrices des personnes à risque de chute.

La taille des deux groupes a été limitée à huit sujets dans la présente étude. Ce choix a été limité par les contraintes de temps alloué à la réalisation de la recherche. Cependant l'utilisation des statistiques non paramétriques a permis de tenir compte du faible nombre de sujets et de la répartition asymétrique observée pour certaines variables. La présente étude est exploratoire dans la mesure où aucune étude auparavant n'avait été consacrée aux effets de l'inactivité physique sur les paramètres locomoteurs liés au franchissement d'obstacle de même que sur la co-contraction musculaire. Une étude impliquant un plus grand nombre de sujets serait nécessaire pour confirmer les résultats obtenus.

4.5. Recommandations

Dans le cadre de la présente étude, l'utilisation de la dynamique inverse a permis de mieux comprendre le rôle joué par les différents niveaux articulaires en fonction du contexte de marche. Cependant, il est recommandé que des études plus approfondies incluant l'utilisation de modèles numériques permettant d'identifier la contribution de chaque groupe musculaire au mouvement soient entreprises. De plus des mesures d'accélération induite devraient permettre d'établir un rapport plus direct entre, d'une part, les puissances observées et, d'autre part, la tâche d'élévation et celle de progression du corps ou des membres. Lors de la comparaison des sujets

actifs et non actifs, le choix de sujets très actifs tels que des athlètes et de sujets très inactifs ne pratiquant aucun sport devrait permettre d'observer plus de différences significatives basées sur le niveau d'activité physique. De plus, l'évaluation du niveau d'activité physique basé sur la mesure directe de la capacité maximale aérobie devrait permettre une répartition plus valide des sujets dans les groupes. En effet, une part de subjectivité existe toujours lors de l'utilisation de questionnaires. Au niveau électromyographique, des précautions avaient été prises pour éviter le cross-talk et pour standardiser la pose des électrodes sur les sujets. Il demeure cependant qu'il est recommandé d'effectuer des co-contractions maximales pour établir une relation entre la force et l'EMG pour éviter d'utiliser une mesure basée sur les microvolts. Toutefois, la co-contraction n'a jamais été évaluée au cours du franchissement d'obstacles. Les données de co-contraction ne sont pas prises en compte de façon absolue, mais à titre comparatif.

Des études futures pourraient être effectuées pour déterminer l'effet de certaines pathologies sur les ajustements locomoteurs anticipés et sur la co-contraction musculaire exprimée au cours du franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive. Il serait aussi important de tenir compte des interactions entre les membres d'attaque et d'esquive. De plus, il serait intéressant de déterminer les effets de la vitesse de marche et des modifications en profondeur de l'obstacle sur les ajustements du membre d'esquive au cours du franchissement d'obstacle.

5. CONCLUSION

Sur le plan fondamental, la présente étude a permis d'apporter une contribution à l'identification du rôle des poussées de puissance associées aux ajustements locomoteurs anticipés exprimés au cours de la marche avec et sans obstacle. Cette étape a été rendue possible

par l'introduction d'un obstacle dans le cycle de marche de sujets jeunes adultes. Selon la hauteur de l'obstacle et le membre impliqué dans l'évitement, des modifications des ajustements anticipatoires associés au contrôle des différents niveaux articulaires ont été observées. Ces modifications contextuelles des poussées de puissance mécaniques ont permis de déterminer le rôle des articulations de la cheville, du genou et de la hanche au cours de la locomotion. Des poussées de puissance qui n'avaient jamais été observées auparavant ont été rapportées dans la présente étude. Il demeure que des études plus poussées impliquant l'utilisation de modèles musculaires et de techniques d'accélération induite devraient permettre de confronter les résultats obtenus. La présente étude a aussi permis pour la première fois de vérifier l'influence de l'hétérogénéité du niveau d'activité physique de jeunes adultes sur leurs patrons locomoteurs et électromyographiques. En effet, un des préalables au recours fréquent aux jeunes adultes pour constituer des échantillons lors d'études portant sur la locomotion est qu'ils soient homogènes. La présente étude démontre l'hétérogénéité des jeunes adultes particulièrement pour les variables reliées à la vitesse de déplacement en condition de marche avec et sans obstacle. De plus, l'évaluation de l'impact du niveau d'activité physique sur la co-contraction musculaire des jeunes adultes a permis de confirmer le rôle de l'hétérogénéité du niveau d'activité physique. En effet, des différences basées sur le niveau d'activité physique ont été observées dans les stratégies utilisées pour initier l'évitement des obstacles et stabiliser les articulations du membre oscillant à la fin du cycle de franchissement. Enfin, sur le plan clinique, les résultats ont démontré que le franchissement d'obstacle avec le membre d'esquive était exigeant. Le caractère exigeant de l'évitement d'un obstacle proche du pied est lié au découplage des poussées de puissance permettant l'évitement vertical et la progression du membre au dessus de l'obstacle. En raison de ce découplage, une vitesse optimale indépendante du niveau d'activité physique est requise pour franchir les obstacles hauts. Une attention particulière doit donc être accordée au membre d'esquive lors de l'évaluation clinique des personnes à mobilité réduite ou ayant des déficiences

neurologiques ainsi que chez les personnes âgées. L'invariance observée pour les poussées de puissance directement liées à l'évitement des obstacles suggère un accroissement des risques de chute suite à leur modification due une pathologie. En effet, ni la pratique fréquente d'activité physique des sujets actifs, ni le faible taux de pratique sportive des sujets inactifs ne semblent affecter ces poussées. Une telle observation est compréhensible dans la mesure où ces dernières permettent d'ajuster la garde au sol du pied qui elle aussi est contrôlée de façon similaire par les deux groupes d'activité physique. Un mauvais contrôle des poussées associées à la garde au sol pourrait provoquer un contact du pied avec l'obstacle et provoquer une chute.

RÉFÉRENCES

1. Ainsworth, B.E., Jacobs, D.R. Jr, & Leon, A.S. (1993). Validity and reliability of self-reported physical activity status: the Lipid Research Clinics questionnaire. *Med Sci Sports Exerc*, 25, 92-98.
2. Austin, G.P., Garrett, G.E., & Bohannon, R.W. (1999). Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. *Gait and Posture*, 10, 109-20.
3. Baecke J.A. , Burema, J., & Frijters, J.E. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr*, 36, 936-942.
4. Basmajian. (1977). Motor control and learning : a working hypothesis. *Archives of physical medecine and rehabilitation*, 58, 38-41.
5. Basmajian, J. & DeLuca, C. (1985). *Muscles Alive*. Baltimore: Williams & Wilkins.
6. Begg, R.K., Sparrow, W.A., & Lythgo, N.D. (1998). Time-domain analysis of foot-ground reaction forces in negotiating obstacles. *Gait and Posture*, 7, 99-109.
7. Bendall, M.J., Bassey, E.J., & Pearson, M.B. (1989). Factors affecting walking speed of elderly people. *Age Ageing*, 18, 327-332.
8. Binder, E.F., Brown, M., Craft, S., Schechtman, K.B., & Birge, S.J. (1994). Effects of group exercise program on risk factors for falls in older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2, 25-37.
9. Bowsher, A. K.; Damiano, D. L., and Vaughan, C.L. Joint torques and co-contraction during gait for normal and cerebral palsy children; Proceedings of NACOB II, Chicago. 1992; 319-320.

10. Bresler, B., & Frankel, J. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. *Transactions of the ASME*, 72, 1851-1859.
11. Brunt, B., Williams, J., & Rice, R.R. (1990). Analysis of EMG activity and temporal components of gait during recovery from perturbation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 71, 473-477.
12. Carlsoo, S., & Schwieler, G.H. (1968). Cocontraction and reciprocal activation of the extensor and flexor muscles during the movement at the ankle and knee joints. *Electromyography*, 8, 111-124.
13. Chen, H.C., Ashton-Miller, J.A., Alexander, N.B., & Schultz, A.B. (1991). Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. *Gerontology*, 46, M196-203.
14. Chou, L.S., & Draganich, L.F. (1997). Stepping over an obstacle increases the motions and moments of the joints of the trailing limb in young adults. *J Biomech*, 30, 331-7.
15. Chou L.S., Draganich L.F. (1998) Increasing obstacle height and decreasing toe-obstacle distance affect the joint moments of the stance limb differently when stepping over an obstacle. *Gait and Posture*, 8, 186-204.
16. Corser, T. (1973). Cocontraction and reciprocal relaxation in the ankle plantar flexors and dorsiflexors during rapid stepping and jumping. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 13, 289-306.
17. Crenna, P.; Inverno, M.; Frigo, C.; Palmieri, R., and Fedrizzi, E. (1992) Pathophysiological profile of gait with cerebral palsy. *Med Sport Sci*, 36:186-198.
18. Falconer, K., & Winter, D.A. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 25, 135-49.
19. Fiatarone MA, O'Neill EF, Ryan ND, Clements KM, Solares GR, Nelson ME, Roberts SB, Kehayias JJ, Lipsitz LA, Evans WJ. (1994) Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. *N Engl J Med*, 23; 330:1769-1775.

20. Frost, G., Dowling, J., Dyson K., & Baor-Or, O. (1997). Co-contraction in three age groups of children during treadmill locomotion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 179-186.
21. Gatev, V. (1972). Role of inhibition in the development of motor coordination in early childhood. *Dev Med Child Neurol*, 14, 336-341.
22. Granata KP, Wilson SE, Padua DA. (2001) Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12:119-26.
23. Grillner, S. (1972). The role of muscle stiffness in meeting the changing postural and locomotor requirements for force development by the ankle extensors. *Acta Physiologica Scandinavica*, 86, 92-108.
24. Gryfe, C.I., Amies, A., & Ashley, M.J. (1977). A longitudinal study of falls in an elderly population: I. Incidence and morbidity. *Age Ageing*, 6, 201-210.
25. Hammound, M.C., Fitts, S.S., Kraft, G.H., Nutter, P.B., Trotter, M.J., & Robinson, L.M. (1988). Co-contraction in the hemiparetic forearm: Quantitative EMG evaluation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 69, 348-351.
26. Hobart, D.J., Kelly, D.L., & Bradley, L.S. (1975). Modifications occurring during acquisition of a novel throwing task. *American Journal of Physical Medicine*, 54, 1-24.
27. Ikeda, A.J., Abel, M.F., Granata, K.P., & Damiano, D.L. (1998). Quantification of co-contraction in spastic cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 38, 497-504.
28. Inman, V.T., Ralston, H.J., Sanders, J.B., Feinstein, B., & Wright, E.W. (1952). Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 1, 519-532.
29. Johansen, K.L., Chertow, G.M., da Silva, M., Carey, S., & Painter, P. (2001). Determinants of physical performance in ambulatory patients on hemodialysis. *Kidney Int*, 60, 1586-91.

30. Judge, J.O., Davis, R.B., & Ounpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 51, M303-12.
31. Kepple, T.M., Siegel, K.L., & Stanhope, S.J. (1997). Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait and Posture*, 6, 1-8.
32. Lamontagne, A., Richards, C., & Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptative behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 407-415.
33. Leiper, C., & Craik, R.L. (1991). Relationships between physical activity and temporal-distance characteristics of walking in elderly women. *Physical Therapy*, 71, 791-803.
34. Leroux, M. Mécanismes musculaires de stabilisation de l'arriere-pied lors de la marche perturbée. Thèse de Doctorat. Université de Montréal. 1992.
35. Maki, B.E. (1997). Gait changes in older adults: Predictors of falls or indicators of fear. *JAGS*, 45, 313-320.
36. Martin, P.E., Rothstein, D.E., & Larish, D.D. (1992). Effects of age and physical activity status on the speed-aerobic demand relationship of walking. *J Appl Physiol*, 73, 200-206.
37. McFadyen, B.J., & Carnahan, H. (1997). Anticipatory locomotor adjustments for accommodating versus avoiding level changes in humans. *Exp Brain Res*, 114, 500-506.
38. McFadyen, B.J., Magnan, G.A., & Boucher, J.P. (1993). Anticipatory locomotor adjustments for avoiding visible, fixed obstacles of varying proximity. *Human Movement Science*, 12, 259-272.
39. McFadyen, B.J., Malouin, F., & Dumas, F. (2001). Anticipatory locomotor control for obstacle avoidance in mid-childhood aged children. *Gait and Posture* 13, 7-16.
40. McFadyen, B.J., & Winter, D.A. (1991). Anticipatory locomotor adjustments during obstructed human walking. *Neuroscience Research Communication*, 9, 37-44.
41. Meinders M, Gitter A, Czerniecki JM. (1998) The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. *Scand J Rehabil Med*, 30:39-46.

42. Messier SP, Davies AB, Moore DT, Davis SE, Pack RJ, Kazmar SC. (1994) Severe obesity: effects on foot mechanics during walking. *Foot Ankle Int*, 15:29-34.
43. Neil, B.A. (1996). Gait disorders in older adults. *JAGS*, 44, 434-451.
44. Neptune, R.R., Kautz, S.A., & Zajac, F.E. (2001). Comments on "Propulsive adaptation to changing gait speed". *J Biomech*, 34, 1667-70.
45. Newman, A.B., Gottdiener, J.S., Mcburnie, M.A., Hirsch, C.H., Kop, W.J., Tracy, R., Walston, J.D., & Fried, L.P. (2001). Associations of subclinical cardiovascular disease with frailty. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 56, M158-66.
46. Okamoto, T., Okamoto, K., & Andrew, P.D. (2003). Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait and Posture*, 17, 18-27.
47. Olney, S.J., & Winter, D.A. (1985). Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *J Biomech*, 18, 9-20.
48. Park, S., Krebs, D.E., & Mann, R.W. (1999). Hip muscle co-contraction: evidence from concurrent in vivo pressure measurement and force estimation. *Gait and Posture*, 10, 211-22.
49. Patla, A.E., & Prentice, S.D. (1995). The role of active forces and intersegmental dynamics in the control of limb trajectory over obstacles during locomotion in humans. *Exp Brain Res*, 106, 499-504.
50. Patla, A.E., & Rietdyk, A. (1993). Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: effect of obstacle height and width. *Gait and Posture*, 1, 45-60.
51. Patla, A.E., Rietdyk, A., Martin C. & Prentice S. (1996) Locomotor patterns of the leading and the trailing limbs as solid and fragile obstacles are stepped over: Some insights into the role of vision during locomotion. *J Motor Behavior*, 28, 35-47.
52. Payton, O.D., & Kelley, D.L. (1972). Electromyographic evidence of the acquisition of a motor skill. *Physical Therapy*, 52, 261-266.

53. Pols, M.A., Peeters, P.H.M., Bueno-De-Mesquita, H.B., & et al. (1995). Validity and repeatability of a modified Baecke Questionnaire on physical activity. *Int. J. Epidemiol*, 24, 381-388.
54. Riley PO, Della Croce U, Kerrigan DC. (2001) Propulsive adaptation to changing gait speed. *J Biomech*, 34,197-202.
55. Ronsky JL, Nigg BM, Fisher V. (1995) Correlation between physical activity and the gait characteristics and ankle joint flexibility of the elderly. *Clin Biomech*, 10 ,41-49.
56. Rosengren, K.S., McAuley, E., & Mihalko, S.L. (1998). Gait adjustments in older adults: activity and efficacy influences. *Psychol Aging*, 13, 375-86.
57. Rubenstein, L.Z., Josephson, K.R., Trueblood, P.R., Loy, S., Harker, J.O., Pietruszka, F.M., & Robbins, A.S. (2000). Effects of a group exercise program on strength, mobility, and falls among fall-prone elderly men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55, M317-21.
58. Sadeghi, H., Sadeghi, S., Prince, F., Allard, P., Labelle, H., & Vaughan, C.L. (2001). Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able- bodied gait. *Clin Biomech*, 16, 688-95.
59. Saltin, B., Blomqvist, G., Mitchell, J.H., Johnson, R.L. Jr, Wildenthal, K., & Chapman, C.B. (1968). Response to exercise after bed rest and after training. A longitudinal study of adaptive changes in oxygen transport and body composition. *Circulation*, 38, VII1-78.
60. Sparrow, W.A., Shinfield, A.J., Chow, S., & Begg, R.K. (1996). Characteristics of gait in stepping over obstacles. *Human Movement Science*, 15, 605-622.
61. Tanaka, R. (1974). Reciprocal 1a inhibition during voluntary movement in man. *Exp Brain Res*, 21, 529-540.
62. Tinetti, M.E., Mendes de Leon, C.F., Doucette, J.T., & Baker, D.I. (1994). Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elders. *Journal of Gerontology*, 49, M140-7.

63. Tinetti, M.E., Speechley, M., & Ginter, S.F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N. Engl. J. Med.*, 319, 1701-7.
64. Unnnithan, V.B., Dowling, J.J., Frost, G., Volpe A. , & Bar-Or, O. (1996). Cocontraction and phasic activity during gait in children with cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 36, 487-494.
65. Winter, D.A., 1991. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo Press, Waterloo, Ontario.
66. Winter, D.A. (1978). Energy assessments in pathological gait. *Physiotherapy Canada*, 30, 183-191.
67. Winter, D.A., Fuglevand, A.J., & Archer, S.E. (1994). Crosstalk in surface electromyography: Theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4, 15-26.
68. Woo, J., Ho, S.C., Lau, J., Chan, S.G., & Yuen, Y.K. (1995). Age-associated gait changes in the elderly: pathological or physiological? *Neuroepidemiology*, 14, 65-71.

ANNEXE A1 : exemplaire du questionnaire Baecke

Baecke Questionnaire of Habitual Physical Activity

1. What is your main occupation? _____ 1-3-5
2. At work I sit
never/seldom/sometimes/often/always _____ 1-2-3-4-5
3. At work I stand
never/seldom/sometimes/often/always _____ 1-2-3-4-5
4. At work I walk
never/seldom/sometimes/often/always _____ 1-2-3-4-5
5. At work I lift heavy loads
never/seldom/sometimes/often/very often _____ 1-2-3-4-5
6. After working I am tired
very often /often /sometimes/ seldom/never _____ 1-2-3-4-5
7. At work I sweat
very often /often /sometimes/ seldom/never _____ 1-2-3-4-5
8. I comparison with others my own age I think my work is physically
much heavier/heavier/as heavy/lighter/much lighter _____ 5-4-3-2-1
9. Do you play sport?
Yes/no
If yes:
-Which sport do you play most frequently? _____ Intensity 0.76-1.26-1.76
-how many hours a week? _____ <1/1-2/2-3/3-4/>4 Time 0.5-1.5-2.5-3.5-4.5
-how many months a year? _____ <1/1-3/4-6/7-9/>9 Proportion 0.04-0.17-0.42-0.67-0.92
- Do you play a second sport:
-Which sport do you play most frequently? _____ Intensity 0.76-1.26-1.76
-how many hours a week? _____ <1/1-2/2-3/3-4/>4 Time 0.5-1.5-2.5-3.5-4.5
-how many months a year? _____ <1/1-3/4-6/7-9/>9 Proportion 0.04-0.17-0.42-0.67-0.92
10. In comparison with others my own age I think my physical activity during leisure time is
Much more/more/the same/less/much less _____ 5-4-3-2-1
11. During leisure time I sweat
very often/often/sometimes/seldom/never _____ 5-4-3-2-1
12. During leisure time I play sport
never/seldom/sometimes/often/very often _____ 5-4-3-2-1
13. During leisure time I watch television
never/seldom/sometimes/often/very often _____ 5-4-3-2-1
14. During leisure time I walk
never/seldom/sometimes/often/very often _____ 5-4-3-2-1
15. During leisure time I cycle
never/seldom/sometimes/often/very often _____ 5-4-3-2-1
- How many minutes do you walk and/or cycle per day to and from work, school, and shopping?
<5/5-15/15-30/30-45/>45 _____ 1-2-3-4-5

ANNEXE A2 : exemplaire du questionnaire Lipid

The Lipid Research Clinics Physical Activity Questionnaire

1 Thinking about the things you do at work, how would you rate yourself as to the amount of physical activity you get compared with others of your age and sex?

1. Much more active
2. Somewhat more active
3. About the same
4. Somewhat less active
5. Much less active
6. Not applicable

Now, thinking about the things you do outside of work, how would you rate yourself as to the amount of physical activity you get compared with others your age and sex?

1. Much more active
2. Somewhat more active
3. About the same
4. Somewhat less active
5. Much less active

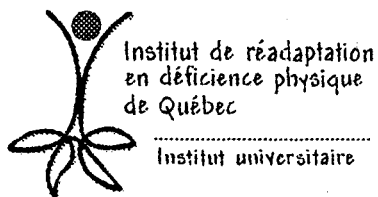
Do you regularly engage in strenuous activity or hard physical labor?

1. Yes (answer question #4)
2. No(stop)

Do you exercise or labor at least three times a week?

1. Yes
2. No

ANNEXE B : certificat d'éthique



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Québec, le 27 juin 2000

Par la présente, le Comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé :
« Comparaison de la coactivation musculaire antagoniste de sujets actifs et moins actifs lors du franchissement d'un obstacle pendant la marche »

Préparé par :

Dr Bradford McFadyen

Les membres du comité d'éthique de la recherche sont :

Line Beauregard (usager)
Isabelle Boivin (clinicienne)
Richard Chabot (représentant comité des usagers, site FC)
Serge Dumont (chercheur)
Patrick Fougeyrollas (directeur resp. soutien administratif)
Michel Giroux (avocat et éthicien)
Francine Malouin (chercheure)
Gilles Piché (gestionnaire et président du Comité)

Le comité d'éthique de la recherche a révisé le protocole de recherche et ***nous certifions que cette recherche a obtenu notre accord au point de vue de l'éthique.***

Pour: Gilles Piché,
président du Comité d'éthique de la
recherche de l'IRD PQ

ANNEXE C : formulaire d'information et de consentement

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT (ALAMUS)

Projet de recherche: « Comparaison de la coactivation musculaire antagoniste de sujets actifs et moins actifs lors du franchissement d'un obstacle pendant la marche »

Chercheuse responsable: Docteur Bradford McFadyen, Ph.D.

Chercheur régulier, Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et en intégration sociale, IRDPQ

Étudiant responsable : M. Assane Niang, étudiant au 3^e cycle dans le programme de sciences cliniques à l'Université de Sherbrooke,

Ce projet est subventionné par le CRSNG

PARTIE 1: INFORMATIONS RELATIVES AU PROJET DE RECHERCHE

Nous vous avons demandé de participer à un projet de recherche intitulé « **La co-activation musculaire au genou et à la cheville en fonction de la vitesse locomotrice et la hauteur de l'obstacle pendant la marche entravée chez des personnes normales** ». Ce projet est présentement en cours au Laboratoire d'analyse de la motricité à l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRDPQ). Le but principal de la présente étude est d'étudier le rôle des coactivations musculaires pendant la marche entravée.

Un total de 20 sujets, âgés de 18 à 45 ans participeront à ce projet de recherche. Les sujets sont recrutés pour identifier, lors de la marche entravée, la co-activation des muscles à la cheville et au genou en relation avec la vitesse de marche, ainsi que la hauteur et la profondeur des obstacles à éviter. Les buts principaux ont à découvrir le rôle de la coactivation musculaire aux niveaux du genou et de la cheville pendant la marche avec et sans obstacle pour augmenter les connaissances fondamentales, ainsi pour développer une base de données pour comparer avec des sujets ayant subi des déficiences physiques.

Si vous acceptez de participer à ce projet de recherche, nous vous demanderons de participer à une évaluation en laboratoire d'une durée d'environ 3 heures. L'évaluation au laboratoire consiste à enregistrer vos mouvements par un système de caméras spéciales, ainsi que par une caméra vidéo. Préalablement à cette évaluation, nous évaluerons votre vision à l'aide d'un test qui consiste à lire des lettres placées au mur à une distance fixe. Afin d'enregistrer vos mouvements, nous collerons à l'aide de rubans adhésifs trois lumières infrarouges miniatures sur le tronc, le bassin, les cuisses, les jambes et les pieds. Ces lumières seront connectées par des fils à des petites boîtes portées à la ceinture. Nous enregistrerons aussi les forces appliquées au sol avec des plates-formes de forces. Enfin, l'activité musculaire de 16 muscles des membres inférieurs traversant la cheville et la cuisse seront enregistrer en collant des électrodes adhésives sur la peau au-dessus du muscle ciblé.

Nous vous demanderons de marcher avec et sans obstacles aux vitesses naturelles et maximales. Deux hauteurs et profondeurs des obstacles seront utilisées, mais ces mesures physiques ne dépasseront pas 30 % de la longueur de votre jambe. Environ 45 essais seront demandés et vous pourrez vous reposer aussi souvent que vous le voudrez.

Avantages et risques

Les résultats obtenus à la suite de ces tests donneront des informations nouvelles pour l'avancement des connaissances des mécanismes du contrôle moteur. De plus, ce projet fournira une base de données importante pour fin de comparaison entre des populations normales et d'autres présentant des déficiences physiques, dans le but de comprendre des mécanismes sous-jacents de telles déficiences. Les risques encourus lors des séances d'évaluation sont minimales. En utilisant des obstacles, les risques de chutes sont existants. Pour votre sécurité, les tests seront faits sous la supervision d'un des responsables du projet. Ces tests ne vous créeront pas de douleurs ou d'inconfort. En tout temps, un médecin sera disponible à l'institut et pourra répondre à tout appel d'urgence.

Votre participation à l'étude est volontaire et vous avez le droit de vous retirer du projet à tout moment sans que cela vous porte préjudice. Aussi, le nom et le numéro de téléphone du responsable sont indiqués ci-dessous (voir la partie 2) au cas où vous ayez des questions concernant l'étude.

Rémunération et compensation :

Les frais supplémentaires de déplacement (s'il a lieu, un montant fixe de \$10) et de stationnement (s'il a lieu, avec des coupons de stationnement) seront payés par le responsable du projet.

Confidentialité et utilisation des résultats :

La confidentialité des informations recueillies sera assurée et respectée. Les données de cette étude seront seulement utilisées à des fins scientifiques, comme des présentations aux conférences et les publications dans des revues scientifiques avec comité de lecture. Un système de codification est en place au laboratoire de façon à identifier chaque sujet sans référer à son nom. Toutes les images de vidéo enregistrées au laboratoire serviront uniquement à l'analyse qualitative du comportement locomoteur, analyse nécessaire pour mettre en perspective les analyses détaillées faites par ordinateur à partir des lumières infrarouge placés sur vous. Les images seront conservées pour un maximum d'un 1 an. Les dossiers de recherche contenant des renseignements personnels et les images de vidéo seront conservés sous clé et seuls les chercheurs et leur équipe y auront accès.

PARTIE 2: CONSENTEMENT

Projet de recherche: « Comparaison de la coactivation musculaire antagoniste de sujets actifs et moins actifs lors du franchissement d'un obstacle pendant la marche »

Par la présente, je, _____ soussigné(e) atteste avoir lu et compris les informations à ce projet de recherche (partie 1 du formulaire ALAMUS). On m'a clairement expliqué la nature, les buts et le déroulement de la présente étude. On m'a informé des inconvénients et risques possibles associés à ma participation. J'accepte de participer à l'évaluation au Laboratoire d'analyse de la motricité à l'IRDPQ. J'ai été assuré de la confidentialité de toute information recueillie et je comprend que les données de cette étude seront utilisées à des fins scientifiques. On m'a aussi expliqué que je pouvais me retirer de l'étude en tout temps sans aucun préjudice. J'ai en ma possession un exemplaire du présent formulaire d'information et de consentement (parties 1 et 2). J'ai été informé que je recevrais une copie de ce formulaire de consentement et qu'une copie sera annexée à mon dossier.

Je consens à participer à cette étude et autorise le chercheur responsable de cette étude et les membres de l'équipe du Laboratoire d'analyse de la motricité à l'Institut de réadaptation en déficiences physiques de Québec à me soumettre aux tests de cette étude.

Pour toute question d'ordre éthique ou autre, contacter madame Johanne Trahan au (418) 529-9141, poste 6036.

nom du sujet

signature du sujet

date

nom du responsable

signature du responsable

date

du projet :

Bradford J. McFadyen, PhD

IRDPQ